Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik im Klinikum Charlottenburg
der Freien Universität Berlin
Direktor: Prof. Dr. med. E. S. Bücherl

Form- und Festigkeitsuntersuchung von Aorten- und Pulmonalklappen des Rindes

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Stephan Christoph Schmidt
aus Hameln

1977

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik im Klinikum Charlottenburg
der Freien Universität Berlin
Direktor: Prof. Dr. med. E. S. Bücherl

Form- und Festigkeitsuntersuchung von Aorten- und Pulmonalklappen des Rindes

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Stephan Christoph Schmidt
aus Hameln

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549607_0017

I. EINLEITUNG

a) Historischer Rückblick

Die Zahl von Patienten, die jährlich an den Folgen eines Herzklappenfehlers stirbt, wird aufgrund einer ausführlichen amerikanischen Statistik für die Vereinigten Staaten mit ca. 10 000 angegeben (1). Bedenkt man, daß eine noch erheblichere Anzahl von Patienten durch Herzklappenfehler in ihrer Leistungsfähigkeit eingeschränkt werden, so wird verständlich, daß es schon immer ein wesentliches Anliegen der konservativen und insbesondere der operativen Medizin war, diesen Menschen zu helfen.

Die ersten Operationen bei geöffnetem Brustkorb wurden schon um die Jahrhundertwende durchgeführt (2). Es vergingen jedoch noch zwei weitere Jahrzehnte bis nach Einführung von Intubation und Überdruckbeatmung thoraxchirurgische Eingriffe häufig wurden (3). Wollte man nun Operationen am Herzen vornehmen, so ergab sich als besonderes Problem die gleichzeitige Durchführung der Korrektur und die Aufrechterhaltung einer ausreichenden Perfusion der Peripherie. Um dieses zu erreichen, wurden verschiedene Verfahren entwickelt.

Bei sogenannten geschlossenen Herzoperationen kann das Herz selbst ausreichende Blutmengen in die Peripherie pumpen. CUTLER war der Erste (1923), der eine stenosierte Klappe mit Erfolg bei einer geschlossenen Herzoperation sprengte (4).

Ebenfalls wegen der Schwierigkeit die Peripherie ausreichend mit Blut zu versorgen, entwickelte HUFNAGEL im Jahre 1952 die Methode der Implantation einer Ventilprothese in die descendierende Aorta (7).

Offene Herzoperationen, bei denen Korrekturen am bluttrockenen Herzen vorgenommen werden können, waren zuerst durch das

Verfahren der Hypothermie möglich. Diese Methode brachte jedoch eine zeitliche Einschränkung des Eingriffs auf ca. 15 Minuten mit sich (5).

Letztlich befriedigende Operationsbedingungen wurden erst durch Einführung der heute routinemäßig angewendeten Herz-Lungen-Maschine geschaffen. Die experimentellen Vorarbeiten wurden von dem Amerikaner GIBBON geleistet (6). So wurde es möglich, zunächst plastische Operationen an Herzklappen durchzuführen, was zuerst SWAN 1955 an der Aortenklappe (7) und LILLEHEI an der Mitralklappe (8) vornahm. HUFNAGEL wagte 1959 als Erster den typischen Herzklappenersatz mit Exzision der erkrankten Aortenklappe und Implantation einer Herzklappenprothese in subcoronarer Position (7). Vom Ersatz einer erkrankten Mitralklappe konnte STARR 1960 berichten (9).

Eine Zusammenstellung historischer Daten, die zeigt, welche große Bedeutung man diesem Gebiet in der experimentellen und klinischen Chirurgie beimaß, haben andere Autoren erarbeitet (10).

b) Übersicht über vorhandene Klappentypen

Heute steht für den Herzklappenersatz eine Vielfalt von Prothesen zur Verfügung. Im Rahmen dieser Arbeit erscheint es sinnvoll, sie nach einem Schema, das von Sauvage angegeben wurde, in drei Hauptgruppen einzuteilen (11):

	Material:	Konstruktion:
Gruppe I:	künstliches Material	nicht wie Taschenklappe
Gruppe II:	biologisches Material	Taschenklappe
Gruppe III:	künstliches Material	wie Taschenklappe

Gruppe I:
Hierzu zählen verschiedene Konstruktionen.

Kugelventile (d.h. der Verschlußkörper ist eine Kugel):

Sie zählen seit der Erstimplantation - 1960 - zu den am häufigsten verwendeten Herzklappenprothesen. Das folgende Bild zeigt das zuerst klinische angewandte Starr-Edwards-Ventil.

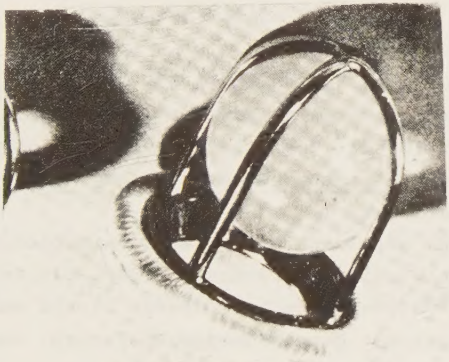


Abb.: Starr-Edwards-Ventil

Das Prinzip dieses Ventils wurde bis heute beibehalten, jedoch wurde der Entwurf im einzelnen und das Material immer wieder verbessert. So wurden z.B. in den letzten Jahren

immer häufiger Kugelventile implantiert, deren Metallkäfig mit Kunststoff überzogen ist (12). Er soll die Gefahr, der in diesem Bereich häufigen Thrombenbildung mindern. Das folgende Bild zeigt als Beispiel für eine solche Prothese das Braunwald-Ventil, bei dem außerdem der Käfig nach oben hin offen ist (13).

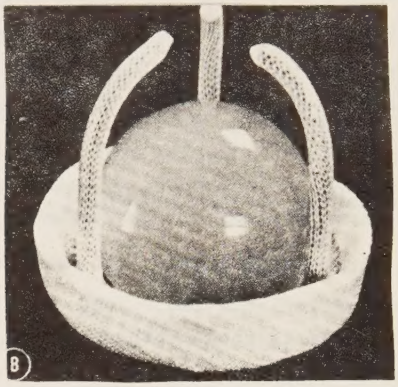


Abb.: Braunwald-Kugelventil

Diskusventile (d.h. der Verschlußkörper ist ein Diskus):

Sie haben mit Kugelventilen gemeinsam, daß das Blut lateral an dem zentral verbleibenden Verschlußkörper vorbeiströmen muß, was die relativ schlechten hämodynamischen Eigenschaften beider Ventiltypen erklärt.
Auch die Materialien, aus denen Diskus-Ventile gebaut werden, sind im Laufe der Entwicklung verändert worden. Ein Beispiel ist die verbesserte Magovern-Prothese, deren Diskus aus Titan besteht. Der Käfig ist mit Dacron-Gewebe überzogen, welches das Gewebewachstum stimulieren soll (14).

Kipp-Ventile:

Sie öffnen durch ein türartiges Wegkippen einer Scheibe. Dadurch wird eine nahezu zentrale Strömung des durchfliessenden Blutes möglich. Bei der gezeigten Björk-Shiley-Prothese erleichtert außerdem die geringe Masse der Delrin-Scheibe den Öffnungsvorgang (15).

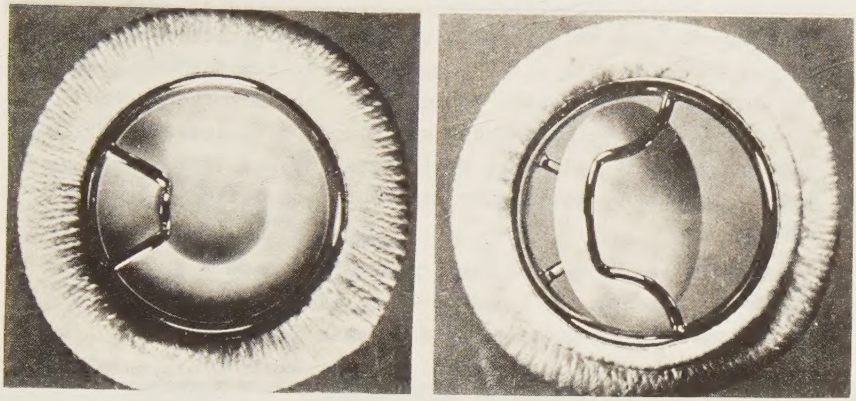


Abb.: Björk-Shiley-Kipp-Ventil

Einige Beispiele für die Vielzahl der für Kugel-, Diskus- und Kippventile verwendeten Werkstoffe sind in der folgenden Tabelle zusammengestellt:

Korb, Käfig:	Nahtring:	Verschlußelement:
Stellite 21	Propylene	Silikon-Gummi
Titan	Teflon	Delrin
Haynes 25	Dacron	Teflon
		Pyrolite-Kohlenstoff
		Titan

Durch die Verwendung dieser z.T. neu entwickelten Werkstoffe konnte die Häufigkeit einiger für den Herzklappenersatz typische Komplikationen herabgesetzt werden.

Komplikationen:

1.) Thrombose

Eine bedeutsame Komplikation ist die Thrombenbildung im Bereich der Kunstklappe (16, 17). Die mögliche arterielle Embolie stellt eine große Gefahr für das Leben des Patienten dar. Je nach Lokalisation ist ein Schlaganfall, Herzinfarkt oder ein akuter peripherer Arterienverschluß die Folge. Außerdem kann die Thrombose im Bereich des Ventils zur Dysfunktion desselben führen (18). Als Ursache werden die Oberflächenbeschaffenheit und die unphysiologische Hämodynamik im Bereich der Prothese angegeben (19). Hieraus folgt, daß die postoperative Anwendung von Antikoagulantien günstig ist.

2.) Hämolyse

Schon 1956 hatte Stohlman auf den Zusammenhang zwischen Prothesenimplantation und hämolytischem Syndrom hingewiesen (20). Die Resistenzverminderung und Zerstörung der Erythrozyten führt zum Freiwerden von Hämoglobin. Diese Komplikation wurde für bestimmte Prothesenmodelle häufig beschrieben (21).

3.) Infektionen

Bakterielle Infektionen können Ursache einer Thrombose im Ventilbereich werden und zu einer bakteriellen Embolie oder Sepsis führen (22, 23). Auch Pilzinfektion im Bereich implantierter Prothesen sind beschrieben worden (24).

4.) Gerinnungsstörungen

Störungen der allgemeinen Gerinnungen treten vor allem in der postoperativen Phase der Prothesenimplantation auf (25).

5.) Dysfunktionen durch Materialfehler

Ein Beispiel für diese heute seltene Komplikation war die durch Lipidaufnahme des Verschlußelementes entstehende "Ball-Variance" der Kugelventile. Die angeschwollene Kugel

bleibt dabei im Käfig stecken und führt je nach Position zu Klappenstenose oder Insuffizienz (18).

Gruppe II:

Die Implantation biologischer Taschenklappen spielt zahlenmäßig keine so große Rolle wie die der oben beschriebenen technischen Ventile.

Alloplastik:

1962 verwendete Sennig zum ersten Mal biologisches Material im Sinne einer Alloplastik - d.h. Spender und Empfänger sind identisch. Vom Oberschenkel des Patienten wird ein Gewebestück von der Fascia lata entnommen und daraus eine Taschenklappe geformt (26). Diese kann nach einer Technik von Jonescu auf einen Titanring, der mit Dacron überzogen ist, montiert werden (27, 28).

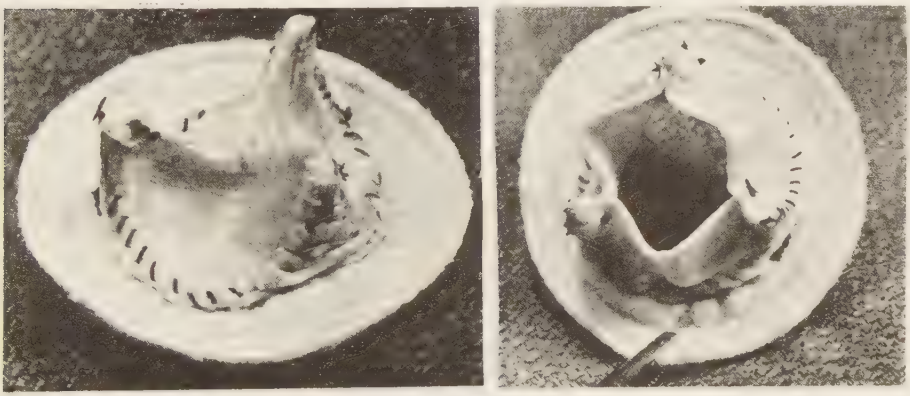


Abb.: Fascia lata-Ventil

Außer Fascia lata werden im gleichen Sinne auch Perikard (29) und Rektusaponeurose (30) verwendet.

Homoplastik:

Bei der Homoplastik gehören Spender und Empfänger zu der gleichen Art. Ross entwickelte die Methode der Implantation menschlicher Aortenklappen (31).

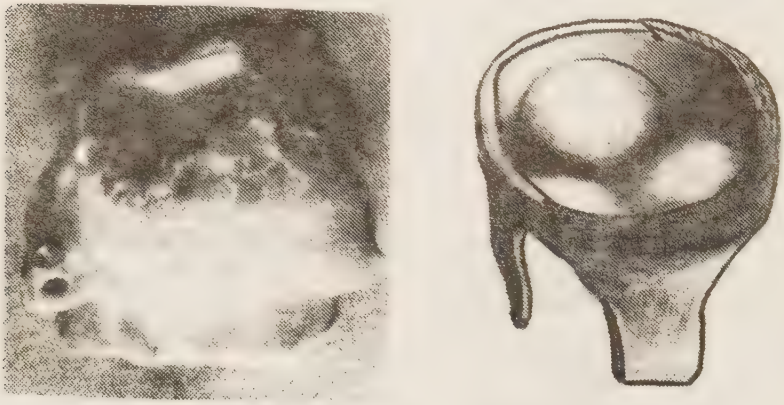


Abb.: Aortenklappe als Homoplastik

Bei der Verwendung von Leichenklappen als Homoplastik spielt neben dem Zeitpunkt der Entnahme die Methode der Sterilisation und der Konservierung eine wichtige Rolle (32).

Heteroplastik:

Im Rahmen der Heteroplastik wird eine Tierklappe einem Menschen implantiert (33).
Sowohl für die Homo- als auch für die Heteroplastik wurden Rahmen zur mechanischen Unterstützung entwickelt.

Im klinischen Einsatz zeichnen sich alle oben angeführten biologischen Taschenklappen durch geringe Thromboseneigung aus - es werden keine Anticoagulantien benötigt (26). Außerdem besteht ein zentraler Fluß, was die ausgezeichneten hämodynamischen Eigenschaften erklärt. Die Langzeitergebnisse sind jedoch im Durchschnitt nicht besser als die der Kunstprothesen (33, 34, 35, 36, 37). Für die Fascia lata-Ventile wurden u.a. zelluläre und Faserveränderungen beschrieben - es kommt zum Schrumpfen der Segel und damit zur Dysfunktion des Ventils (38). Bei homologen und heterologen Ventilen ändern sich je nach Konservierungsmethode in unterschiedlichem Umfang die

mechanischen Eigenschaften. Außerdem kommt es zu degenerativen Erscheinungen und insbesondere bei heterologen Implantaten zu Zellinfiltrationen und Immunreaktionen (33).
Die Hauptfolge aller dieser Veränderungen ist die nach mehreren Jahren gehäuft auftretende Insuffizienz implantierter biologischer Taschenklappen.

Gruppe III:

Taschenklappen aus künstlichem Material:

Taschenklappen aus Kunststoff zu bauen ist schon seit dem Beginn des Herzklappenersatzes versucht worden.
Bahnson begann im September 1959 mit dem Ersatz einzelner erkrankter Aortenklappensegel durch Teflongewebe. Bei insgesamt 47 Patienten wurden in der Mehrzahl alle Segel der Semilunarklappe - bei 7 Patienten dagegen nur ein Segel - ersetzt. Die operative Technik ist auf der folgenden Abbildung dargestellt:

Abb.: Taschenklappensegel aus Teflon nach Bahnson

Weniger als die Hälfte der Patienten lebten länger als ein Jahr; 21 starben noch im Krankenhaus. Die häufigste postoperative Komplikation, welche mehrfach schon durch cineangiographische Untersuchung festgestellt wurde, war die Aorteninsuffizienz. Autoptisch fanden sich als Ursache Brüche an den Teflon-

blättchen, Verhärtungen durch Fibrin-Auflagerungen sowie Vernarbungen der Ersatztaschen (39, 40).
Ähnlich schlechte Erfahrungen mit der gleichen Methode machte Kirby mit 6 Patienten, von denen nur 2 die Operation sieben Monate überlebten (41).
Cross erkannte die Bedeutung der funktionellen Anatomie als Grundlage der Konstruktion künstlicher Taschenklappen. Eine Studie mit Puls-Duplikator sowie Abdrücke der Sinus Valsava erbrachten ihm hilfreiche Erkenntnisse für die Konstruktionsform der aus Polyurethan produzierten Segelprothesen (42).
Hufnagel entwickelte eine Tricuspidalklappe für den totalen Klappenersatz in subcoronarer Position (43).

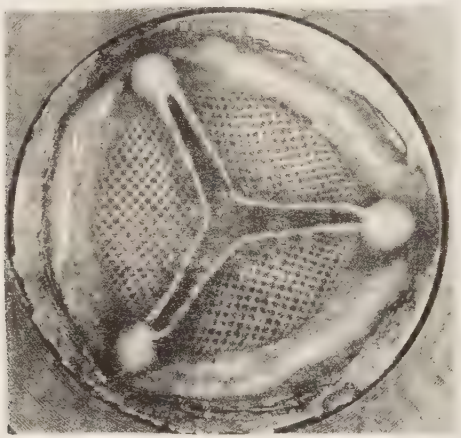


Abb.: Künstliche Taschenklappe nach Hufnagel

Die Oberfläche der gezeigten Prothese ist mit Silicon-Gummi imprägniert. Bei klinischer Anwendung in über 100 Fällen schien diese Prothese zuerst sehr erfolgreich. Embolische Komplikationen traten nicht auf (44, 45).

Lillehei berichtete 1961 von der klinischen Erprobung einer ähnlichen Teflon-Taschenklappe, die ebenfalls mit Silastic imprägniert war (46). Wegen der zu Beginn schlechten klinischen Ergebnisse wurde diese Prothese nur bei wenigen Patienten implantiert.
Roe entwickelte eine Prothese aus Silicon-Gummi, die bei der experimentellen Erprobung gute Resultate erzielte (47). Die hämodynamischen Eigenschaften waren gut; der prä- und postvalvuläre Druckgradient der Klappen war nie größer als 5 mmHg. Bei den Autopsien fanden sich keine Thrombosen.

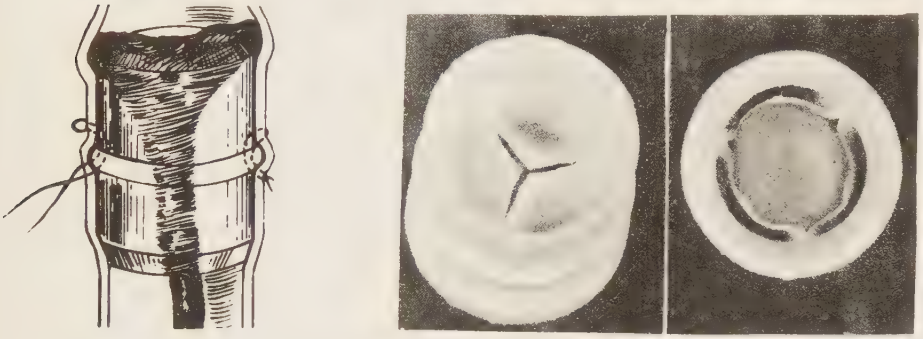


Abb.: Künstliche Taschenklappe aus Silicon-Gummi nach Roe

Bei der klinischen Anwendung war dieses Ventil jedoch nur kurzfristig erfolgreich. Allerdings konnte bei immerhin drei Patienten durch Cardioangiographie und Herzkatheterisierung eine befriedigende Funktion für eine längere Zeit nachgewiesen werden (48). Geradezu unerwarteterweise konnte 1968 Roe berichten, daß einer seiner Patienten 6 Jahre nach Implantation einer Taschenklappe - ohne, daß eine Komplikation von seiten der Prothese aufgetreten war - verstorben war. Das Kunstventil wurde entnommen und wurde getestet: Es war in einwandfreiem Zustand.

Littlefield berichtete 1960 über die Entwicklung einer Taschenklappe aus Teflongewebe. Diese wurde allerdings nur bei 9 Patienten angewendet, da von dieser ersten Patientengruppe 5 schon in der postoperativen Phase starben (49). Ermutigender waren die Ergebnisse beim Einsatz einer gleichartigen Ersatzklappe von Kay, die zwischen 1960 und 1963 bei einer großen Gruppe von Patienten angewendet wurde. Von 103 Patienten verstarben 16 postoperativ. Außerdem traten 12 Spät-Todesfälle auf, von denen 5 durch celebrale Embolie verursacht waren (50, 51).

Insgesamt waren die Ergebnisse beim klinischen Einsatz künstlicher Taschenklappen Anfang der sechziger Jahre schlechter als die der heute im wesentlichen verwendeten Kugelscheiben- und Kippventile. So erklärt sich, daß heute derartige Ventile routinemäßig nicht mehr klinisch angewendet werden. Da jedoch bis heute keine von Komplikationen freie, ideale Herzklappenprothese zur Verfügung steht, sind gerade in den letzten Jahren die Bemühungen intensiviert worden, durch Grundlagenforschung und experimentelle Vorarbeit die Voraussetzung für die Produktion einer problemfreien, künstlichen Taschenklappe zu schaffen (52).
Als Beispiele für den Fortschritt auf diesem Gebiet in den letzten Jahren seien die auf der folgenden Abbildung gezeigte Oxford-Prothese - Jahrgang 1974 und links davon die von Reul entwickelte Prothese, die einen flexiblen Nahtring besitzt, angeführt (101).

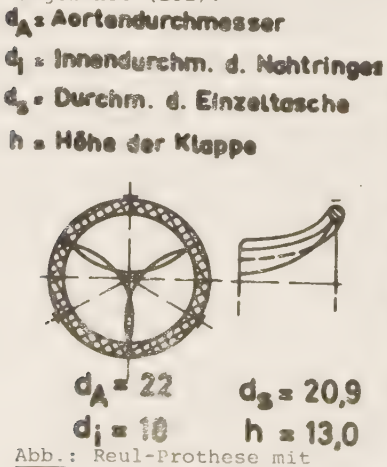


Abb.: Reul-Prothese mit flexiblem Nahtring

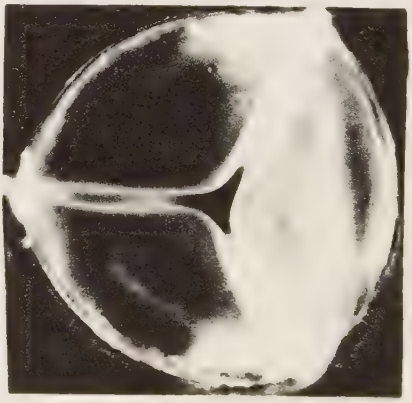


Abb.: Oxford-Prothese aus Polyurethan

Die Entwicklung von über 35 unterschiedlichen Prothesen für den experimentellen und klinischen Einsatz ist ein deutliches Anzeichen dafür, daß keine wirklich befriedigende Ventilkonstruktion bis zum heutigen Tag entwickelt worden ist. Das bedeutet, daß keine der zur Verfügung stehenden Prothesen in der gleichen idealen Weise wie die natürliche Taschenklappe ihre Funktion erfüllt.
In dieser Situation erscheint es sinnvoll, durch eine detaillierte Analyse dieser natürlichen Konstruktion die Voraussetzung für die Schaffung einer neuartigen Prothese zu erarbeiten.

II. FRAGESTELLUNG

a) Anatomische Vorbemerkung

Bei der Konstruktion und Produktion künstlicher Taschenklappen in den ersten Jahren des Herzklappenersatzes (s.o.) orientierte man sich an dem natürlichen Vorbild. Schon damals hielt man die Annäherung an dessen Morphologie, so wie sie die Anatomie beschreibt, für die beste Garantie für ein einwandfreies Funktionieren der Prothese (53).

Die folgende Abbildung zeigt einen schematischen Querschnitt der Auslaßklappen des menschlichen Herzens.

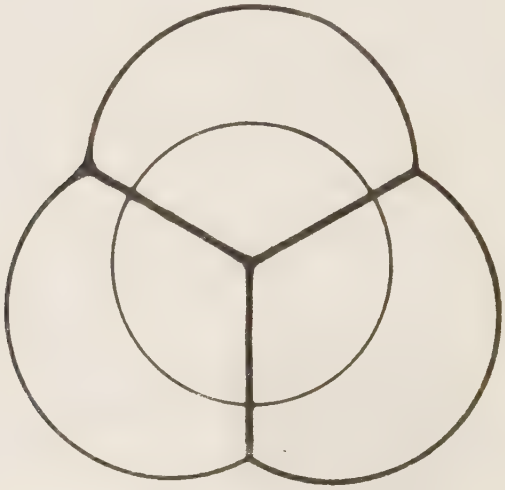


Abb.: Schematischer Querschnitt einer Taschenklappe

Grundsätzlich sind Aorten- und Pulmonalventil gleich aufgebaut: Sie werden von drei halbmondförmigen Segeln, den Valvulae semilunares, gebildet, die mit ihrer Basis an der Gefäßwand angeheftet sind (54, 55).

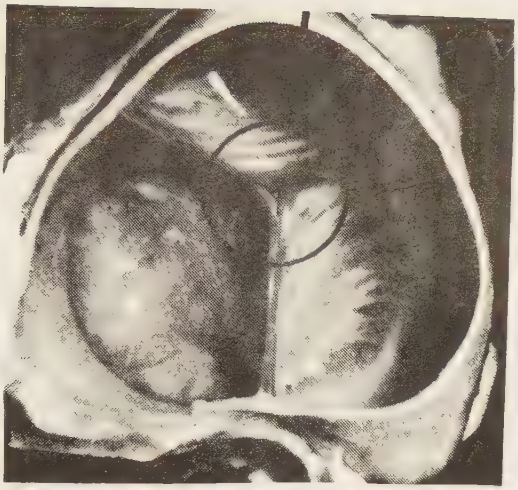


Abb.: Querschnitt eines Gefriermodells nach B. Robel

Läßt der Blutstrom aus der Kammer nach, so füllen sich die zwischen Gefäßwand und Segeln gelegenen Taschen. Die freien Schließungsränder lagern sich für einen Bereich von 3 mm in Lumenmitte und 8 mm am Rand so dicht aneinander, daß das Rückströmen des Blutes verhindert wird(56).

Abb.: Längsschnitt eines Gefriermodells nach B. Robel

Bei einer Herzrevolution muß die Taschenklappe unterschiedlichen mechanischen Belastungen standhalten:

Erstens ist ihre Aufgabe der Verschluß des Querschnitts. Die unter Druck stehende Blutsäule erzeugt dabei eine Zugbeanspruchung des Klappensegels, was eine erhebliche Zugfestigkeit erfordert.

Während des Öffnungsvorgangs des Ventils treten Biegemomente auf, denen das Klappensegel möglichst wenig Widerstand entgegensetzen soll; d.h. das Material soll biegeweich sein.

Außerdem ist für die immer wieder reversible Verformung eine elastische Struktur nötig.

Die in der Technik verwendeten Membranschalenkonstruktionen zeigen in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften

- dehnsteif
- flexibel
- elastisch

Korrespondenz zum Taschenklappensegel. Dies erklärt sich durch die Gleichartigkeit der Anforderungen (s.u.).

Da die Segel der Taschenklappen an der Basis durch in das Herzskelett einstrahlende Fasern mit dem umgebenden Gewebe verbunden sind, ergibt sich ein enger funktionell anatomischer Zusammenhang (s.u.)(57, 58). Nach der herkömmlichen Vorstellung verlaufen die Fasern dieser Platte im großen und ganzen parallel zum Taschenrand. Auf der Sinusseite sind schon mit freiem Auge entsprechende rauhe Strukturen zu erkennen, die bei elektro- und lichtmikroskopischer Untersuchung einen entsprechenden Verlauf zeigen (59). Dies ist im gedehnten Zustand des Segels besser erkennbar (60).

Wie der Taschenklappensegelquerschnitt im einzelnen aufgebaut ist, wurde aufgrund lichtmikroskopischer Befunde schon 1930 im einzelnen berichtet (61) und ist auf dem folgenden Schema von Swanson zusammengefaßt worden:

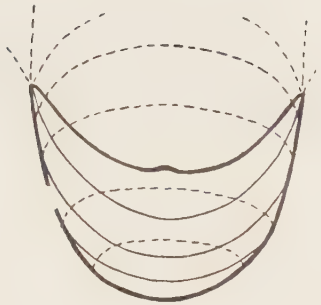


Abb.: Faserverlauf im Taschenklappensegel

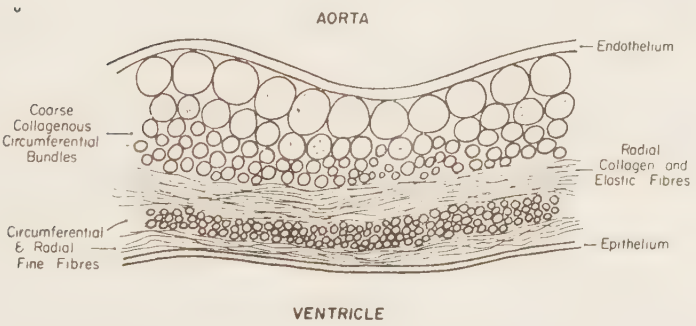


Abb.: Aufbau des Taschenklappenquerschnitts nach Swanson

Man erkennt mehrere Schichten, wobei sowohl die ventrikuläre als auch die Sinusseite von Epi- bzw. Endothel überzogen ist. Im Bereich dieser Kontaktflächen zum Blut bestehen besondere biochemische und biophysikalische Bedingungen (62). Dies ist für die Tatsache von Bedeutung, daß die an künstlichen Taschenklappen so oft beobachtete Destruktion an der Kontaktfläche Blut - Gewebe / Kunststoff bei natürlichen Taschenklappen nicht auftritt (40).

Im Rahmen dieser Arbeit interessiert besonders die für das rheologische Verhalten verantwortliche, faserreiche Bindegewebsplatte. Wir finden hier in einer Grundsubstanz - Matrix - Bündel von kollagenen und elastischen Fasern in typischer Anordnung (s.u.).

b) Technische Vorbemerkung

Aus technischer Sicht ergeben sich bei der Weiterentwicklung künstlicher Taschenklappen zwei Problemkreise, welche im Rahmen dieser Arbeit unterschiedliches Gewicht haben.

Erstens soll diese Arbeit die natürliche Konstruktion der Taschenklappe soweit analysieren, daß ausreichende Kriterien für den Entwurf einer Prothese gefunden werden, welche in dem für ein einwandfreies Funktionieren notwendigen Umfang dem natürlichen Entwurf entspricht.
Das erfordert eine Einordnung des biologischen Vorbildes in ein technisches Ordnungssystem und die Anwendung exakter, in der Technik bei der Analyse solcher Konstruktionen üblicherweise angewandter, zum Teil als Norm festgelegter Untersuchungsmethoden.

Zweitens müssen die Voraussetzungen für die Produktion einer solchen Neuentwicklung - Materialien - Verfahrenstechnik - geprüft werden, bzw. es muß die Richtung der Verbesserungen auf diesen Gebieten festgelegt werden.

Einordnung:

Im folgenden ist eine Tafel abgebildet, welche den Versuch darstellt, die Gesamtheit aller Konstruktionen zu schematisieren. (Es sei in diesem Zusammenhang betont, daß keine solche Aufstellung Anspruch auf allgemeine Verbindlichkeit und Vollständigkeit hat.)

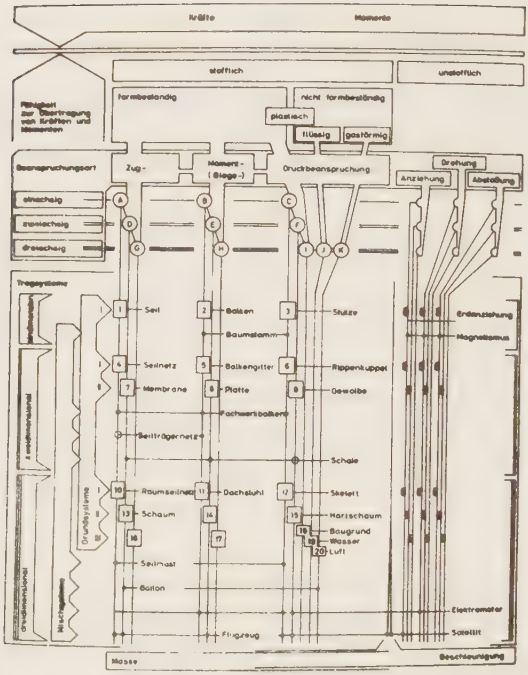


Abb.: Schema der Gesamtheit aller Konstruktionen (nach Otto)

Die Einordnung im weiteren Sinn als zugbeanspruchte Konstruktion erscheint verständlich, dagegen ist für den Nicht-Techniker die Zuordnung im engeren Sinn zu pneumatischen Konstruktionen zunächst verwirrend. Der Begriff ist aber nicht in dem Sinn zu verstehen, daß es sich ausschließlich um durch das Medium Luft belastete Konstruktionen handelt, wenn dies in der Technik auch am häufigsten ist, sondern es kommen auch feste Stoffe und - wie im Fall der Herzklappen - Flüssigkeiten in Betracht.

Charakteristisch für pneumatische Konstruktionen ist vielmehr die Tatsache, daß die Formgebung durch Druckbelastung bewirkt wird (63). In der Technik werden Membranen und Netze -

sogenannte zugbeanspruchte Flächentragwerke - als pneumatische Konstruktionen verwendet. Gewissermaßen als Prototyp kann der Ballon angeführt werden.

Die für sich genommene, schlaffe Hülle wird durch Gasdruck stabilisiert und nimmt meist erst mit steigendem Innendruck die Konstruktionsform - meist eine Kugel - annähernd an. Wichtig ist die Einteilung der pneumatischen Konstruktionen nach dem Kriterium der Vorspannung. Auch hier mag der Ballon als Beispiel dienen:
Bei dieser Konstruktion sind im eigengewichtslos und unbelastet gedachten Zustand noch Kräfte im System vorhanden - eine vorgespannte Konstruktion.

Für die nicht vorgespannte,pneumatische Konstruktion, der auch die Aorten- bzw. die Pulmonalklappe zuzuordnen ist, bei der also im nicht belasteten Zustand keine Kräfte wirksam sind, sei das Schiffssegel genannt, welches nicht belastet "in sich zusammenfällt".

Will man nun eine solche Konstruktion beschreiben, so muß in einem 1. Schritt das Material des Flachtragwerkes, d.h. also in unserem Fall des Taschenklappensegels erfaßt werden.

Handelt es sich um eine aus anisotropem Material bestehende Membran, so wird es nötig, in einem 2. Schritt das Prinzip von vorhandenen verstärkenden Strukturen zu analysieren und schließlich, um nicht zu vernachlässigen, daß es sich um eine dreidimensionale Konstruktion handelt, wird eine Beschreibung der genauen Form nötig.

Voraussetzung für die Beschreibung als technische Konstruktion:

1. Anatomische Beschreibung
2. Materialanalyse
3. Strukturanalyse
4. Formanalyse

c Materialanalyse aus biotechnischer Sicht

Es seien einige erläuternde Sätze über die für Mediziner fremden Begriffe der Rheologie vorangestellt:

Rheologie ist die Lehre von der Mechanik elastischer, plastischer und flüssiger Körper.
Stellen wir uns einen Probekörper aus einem Untersuchungsmaterial vor, welcher, wie im folgenden Schema dargestellt, durch seitliche, uniaxiale Zugkräfte beansprucht wird, so reagiert dieser Probekörper mit einer Verformung.

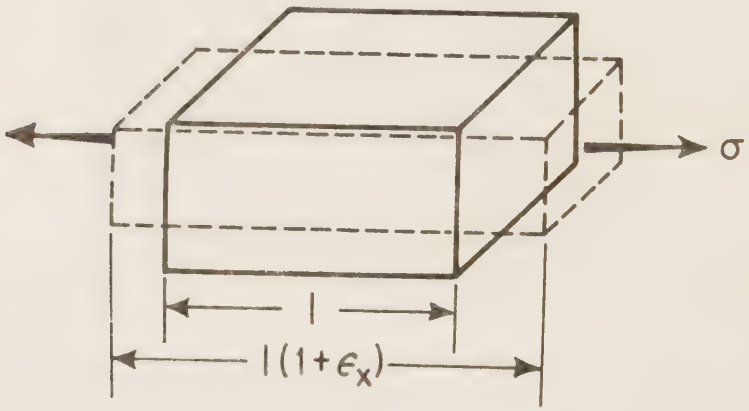


Abb.: Probekörper bei uniaxialer Belastung (V.H. Frankel, Orthopaedic Biomechanics)

Diese besteht erstens in einer Abnahme des Querschnitts und zweitens in einer Längenzunahme.

Außer der Verformung bewirken die außen ansetzenden Kräfte im Probekörper eine innere Gegenkraft, eine sogenannte Spannung. Darunter muß man sich eine Kraft (Kp) vorstellen, die eine Flächeneinheit des Probekörpers auf eine gegenüberliegende Fläche ausüben muß, um der von außen einwirkenden Kraft entgegenwirken zu können.

Man hat nun für viele in der Technik üblichen Materialien die Verformung bei unterschiedlich starker Krafteinwirkung untersucht. Zu diesem Zweck ist es in der Technik üblich, ein definiertes Materialstück, einen sogenannten Probekörper, durch Zug zu belasten und dann die Kraft und die Längenänderung zu registrieren - siehe unter Methoden - und man erhält so im Koordinatensystem ein Kraft-Dehnungs-Diagramm. Dabei ist es üblich, die Längenänderung als Abzisse zu wählen.

Die folgende Abbildung zeigt ein solches für viele nicht biologische Materialien typisches Kraft-Dehnungs-Diagramm.

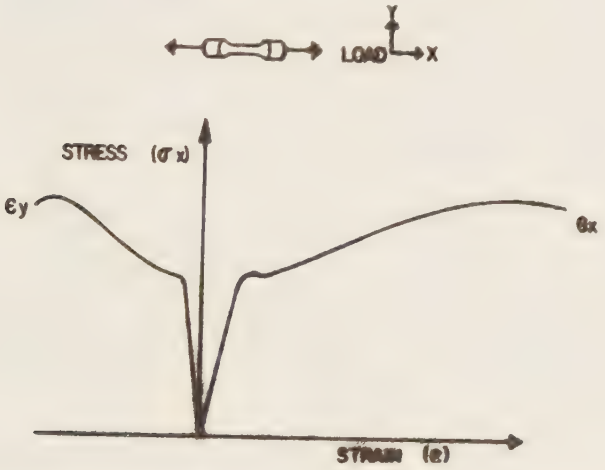


Abb.: Kraft-Dehnungs-Diagramm (V.H. Frankel, Orthopaedic Biomechanics)

Charakteristisch: Bis zu einer gewissen Grenze besteht Proportionalität zwischen der Last und der Dehnung (Hookscher Bereich). Dieser konstante Wert für das Verhältnis von Spannung zu Dehnung nennt man Elastizitätsmodul. Der Wert des Elastizitätsmoduls ist umso höher, je höher die Steifigkeit

eines Materials ist. Oder anders ausgedrückt: Man kann mit diesem Wert praktisch die Zugsteifigkeit eines Materials beschreiben. Leider sind die mechanischen Eigenschaften von Geweben komplizierter als die der in der Technik üblicherweise verwendeten Materialien. Man spricht beim biologischen Material von

viskoelastischem Verhalten.

Das Charakteristische dieses Verhaltens kann man am besten verstehen, wenn man sich die idealisierte Konstruktion eines viskoelastischen Modells vorstellt (70). Ein solcher Probekörper ist im einfachsten Fall aus zwei Elementen von unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften zusammengesetzt:

Das erste fundamentale Element ist der sogenannte Hooksche Körper, den man sich als idealisierte Feder vorstellen muß. Das heißt: Die Elongation einer solchen Feder ist proportional der aufgebrachten Kraft; wenn die Kraft nicht mehr ausgeübt wird, nimmt der Körper seine ursprüngliche Form an; also das System verbraucht keine Energie.

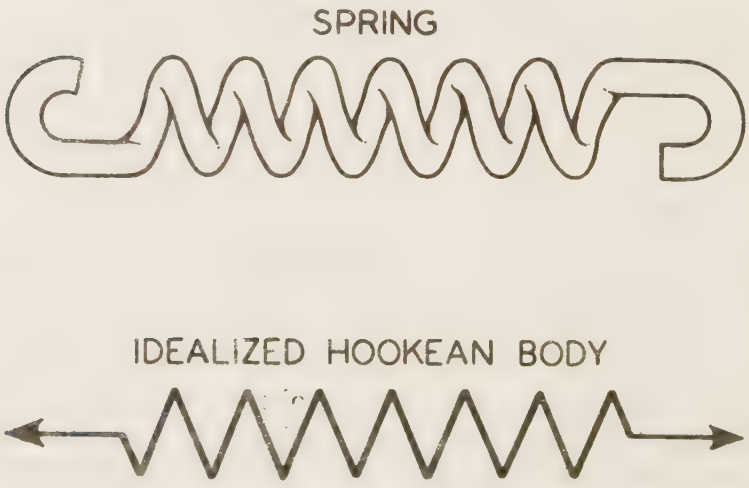


Abb.: Hookscher Körper (als Beispiel: Feder)

Das andere Element eines solchen Modells ist der Newtonsche Körper; für diesen ist die Spritze ein einfaches Beispiel. Hier ist die Verformung erstens nicht nur von der Größe der Kraft abhängig, sondern auch von der Zeit, die eine Kraft einwirkt Zeitfaktor. Dadurch kommt es zur plastischen Verformung, so daß keine Tendenz, in die ursprüngliche Form zurückzukehren, besteht (siehe Abbildung).

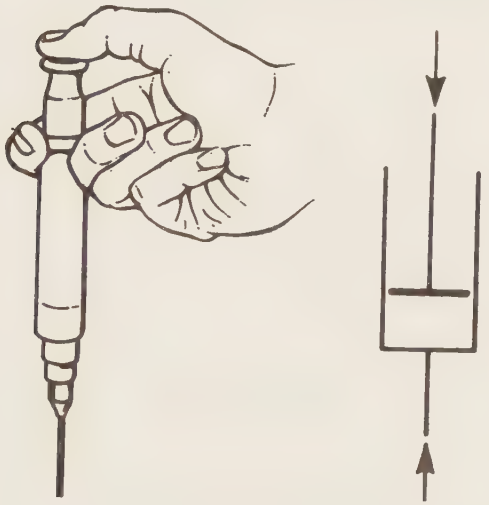


Abb.:Newtonscher Körper (als Beispiel: Spritze)

Kombiniert man nun diesen viskösen Newtonschen mit dem elastischen Hookschen Körper, so erhält man den Kelvin-Körper, der viskoelastische Eigenschaften hat.

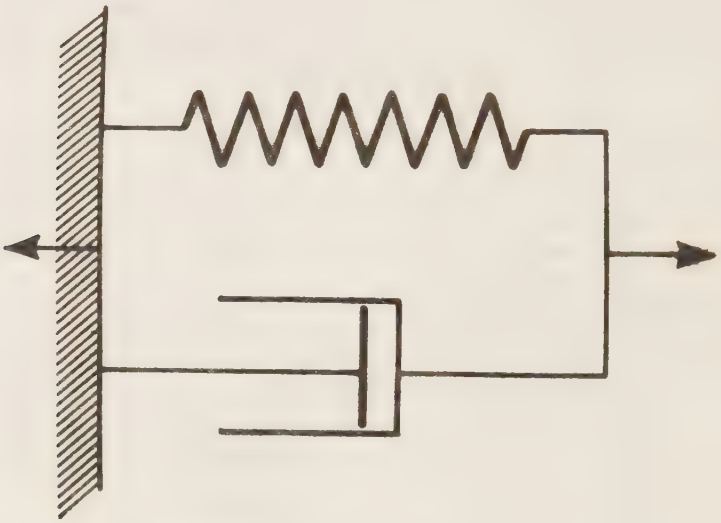


Abb.: Kelvin-Körper (zusammengesetzt)

Bei kontinuierlich aufgebrachter Last findet man eine mit der Zeit zunehmende Verformung; dieser Zeitfaktor entsteht durch den viskösen Anteil. Es kommt jedoch im Gegensatz zum Newtonschen Körper zu einer Rückverformung nach Entlastung, welche auf die elastische Komponente zurückzuführen ist (70).

Während jeder zyklischen Be- und Entlastung kommt es zu einer Speicherung von Energie im Gewebe. Dieses entspricht dem bekannten Begriff der Hysteresis.

Da die Steifigkeit - und damit auch das Elastizitätsmodul - von der Geschwindigkeit, mit der eine Kraft einwirkt, abhängt (siehe Newtonscher Körper), wird verständlich, daß eigentlich verschiedene E-Moduls eines Materials, je nach der Art der Belastung, angegeben werden müßten.

Die Grundsubstanzen des Bindegewebes haben diese viskoelastische Eigenschaft. Zusätzlich werden Kraft-Dehnungskurven von biologischem Gewebe noch durch die Faserzusammensetzung des Gewebes beeinflußt (71). Die rheologischen Eigenschaften hängen hier nämlich von den Eigenschaften seiner Komponenten und von deren mengenmäßigen und räumlichen Verhältnissen ab (72).

Wie oben berichtet, enthält die Klappenmembran mehrere Schichten, in welchen kollagene und elastische Fasern unterschiedliche Hauptverlaufsrichtungen haben sowie jeweils in unterschiedlicher Menge vorhanden sind.

Kollagenfasern:

Diese auffälligsten Fasern im Bereich der Taschenklappe sind morphologisch und chemisch gut beschrieben (73, 74). Es sei deshalb nur kurz erwähnt, daß es sich um ein Protein handelt, dessen wesentlicher Bestandteil das Tripeptid Glycin-Prolin-Hydroxyprolin ist. Die charakteristische Tertiär- und Quartärstruktur des Kollagens besteht in drei gefalteten Paptidketten, die zopfartig verflochten sind (75). Auf dem elektronenmikroskopischen Bild erkennt man das für Kollagen typische Bandmuster, welches durch Molekülüberlappung entsteht (76).

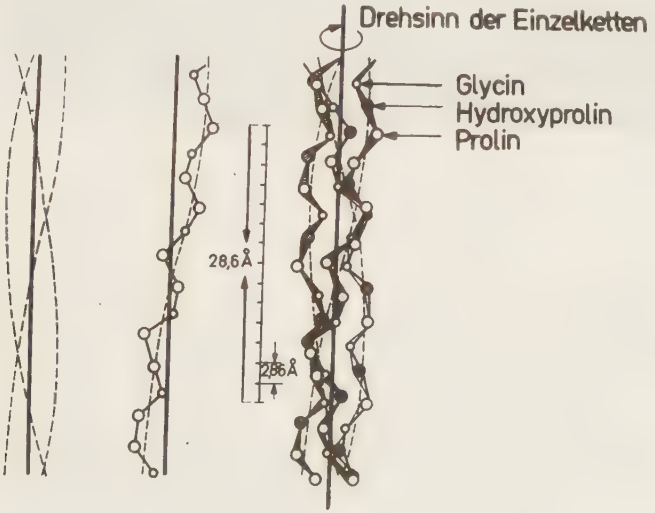


Abb.: Tertiär- und Quartärstruktur des Kollagens
(Siegenthaler, Path. Physiologie)

Die Kollagenfasern zeigen im elektronenmikroskopischen Bild außerdem Kinking in zwei Ebenen, wenn sie nicht unter Zugbeanspruchung stehen.

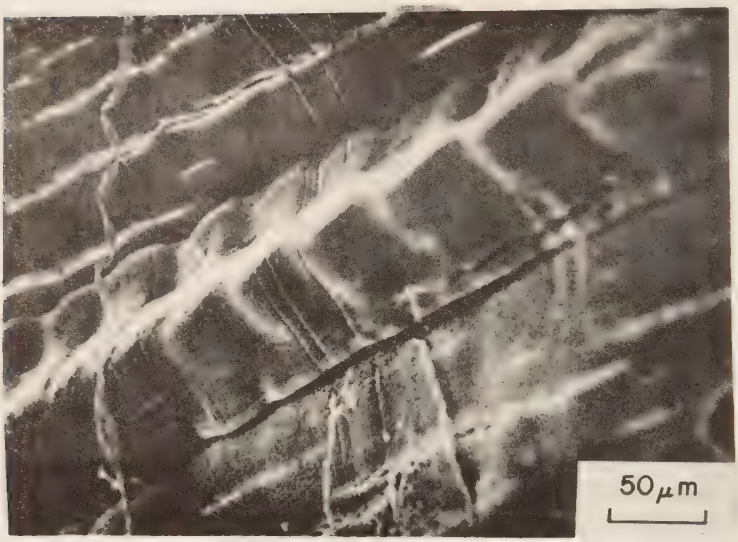


Abb.: Unbelastete Kollagenfasern im elektronenmikroskopischen Bild (R.M. Kenedi, Advances in Biomedical Engineering)

Der wellenförmige Verlauf soll eine Dehnung im Bereich von 3 % zulassen, bevor es zur eigentlichen Anspannung kommt (77, 81)

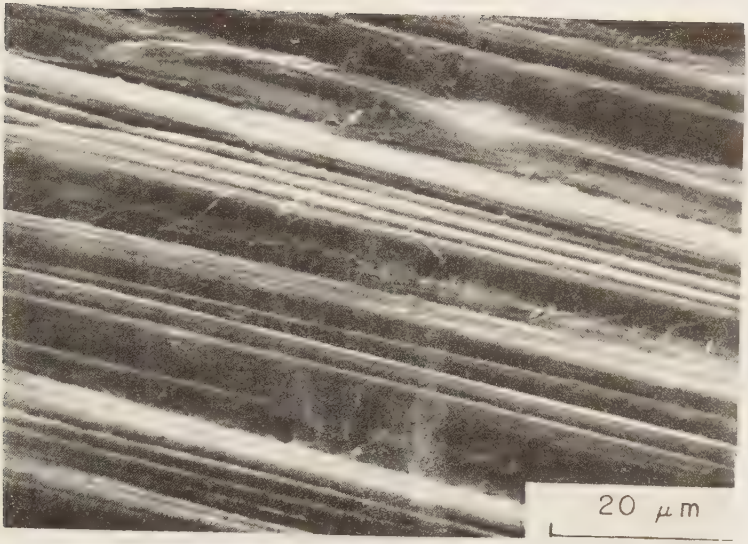


Abb.: Zugbeanspruchte Kollagenfasern im elektronenmikroskopischen Bild (R.M. Kenedi, Advances in Biomedical Engineering)

Das folgende Bild zeigt in dem oberen Teil links den Kurvenverlauf für das isolierte Kollagen, rechts den Verlauf einer Sehnenprobe, die noch Elastin enthält.

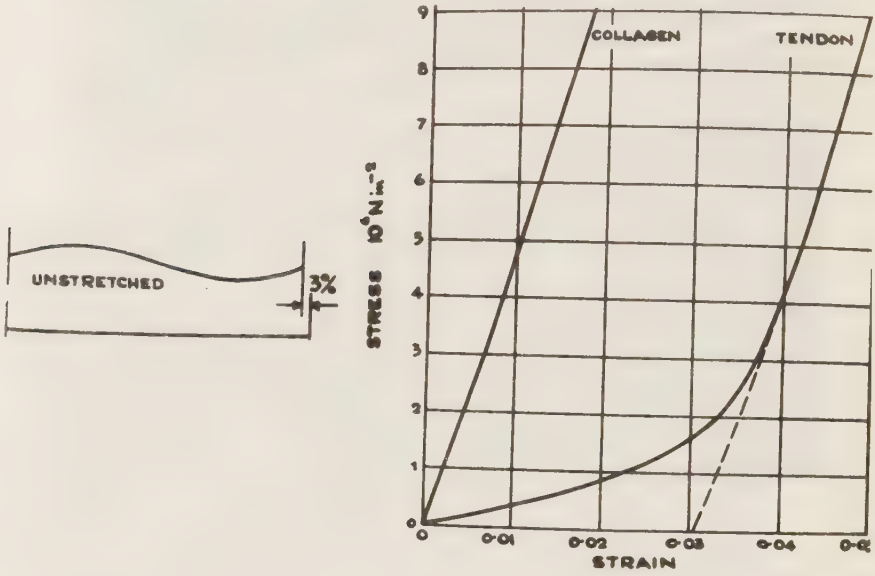


Abb.: Kraft-Dehnungs-Kurve von isoliertem Kollagen (links) und Sehnenprobe (rechts) (R.M. Kenedi, Advances in Biomedical Engineering)

Das Kollagen zeigt bis zur Dehnung von 3 % keine Spannung. Werden dann die gestreckten Fasern belastet, so kommt es zu einem steilen, geraden Kurvenanstieg, d.h. die Kollagenfasern selbst haben ein großes Elastizitätsmodul. Der flache Kurvenanstieg bis zur Streckung der Kollagenfasern wird durch elastische Fasern verursacht, die schon im nicht gedehnten Zustand gestreckt verlaufen (80).

Elastische Fasern:

In der Herzklappe findet man innerhalb des Bindegewebsgerüstes ein eng verzweigtes Netzwerk von feinen Fasern, das auf der Ventrikelseite dichter ist. Chemisch ist Elastin dem Kollagen ähnlich. Sein Glycin- und Prolingehalt ist etwa gleich groß, dagegen ist Hydroxyprolin weniger vertreten. Während gestrecktes Elastin einen verhältnismäßig geordneten Aufbau aufweist, zeigt die ungestreckte elastische Faser im Röntgendiagramm das Bild eines ungeordneten Zustandes. Jüngste Untersuchungen haben wesentliche Beiträge zur Aufklärung dieses Verhaltens gebracht (78). Im Elastin wurden neue Bestandteile, Desmosin und Isodesmin gefunden. Es handelt sich um komplizierte Tetraaminotetracarbonsäuren, die aufgrund ihrer chemischen Struktur Verknüpfungspunkte von vier verschiedenen Peptidketten sind. Auf diese Weise entsteht eine mehrfache Quervernetzung, die sowohl die Unregelmäßigkeit in der Anordnung als auch die Gummielastizität bedingt.

An isolierten elastischen Fasern wurde das Charakteristische der rheologischen Eigenschaften untersucht. Typisch ist der einem flachen Kurvenanstieg im Kraft-Weg-Diagramm entsprechende geringe Elastizitätsmodul sowie die über einen weiten Bereich sich erstreckende Elastizität, eine Bruchdehnung von 130 % sowie ein zu vernachlässigender Zeitfaktor (79). Ein Verhalten, wie man es bei leicht vulkanisiertem Gummi findet. Normalerweise ist nun die elastische Faser mit der Kollagenfaser kombiniert, so daß auch die Kraft-Dehnungskurve der Kombination beider Materialeigenschaften entspricht. Man kann jedoch ein für Elastin spezifisches Enzym aufbringen und findet dann eine Kurvenveränderung, welche für das Verständnis des Zusammenwirkens beider Faserarten aufschlußreich ist (83)(siehe Abb. nächste Seite).
Erstens findet man einen zuerst flachen Kurvenanstieg, der dann bei einer Dehnung von ca. 0,4 steil wird. Es bildet sich eine Hysteresis-Schleife, die zum Ausgangspunkt zurückkehrt. Zweitens fehlt nach Zerstörung der elastischen Fasern durch das Enzym der initiale Kurvenanstieg. Die Kurve ist zur grösseren Dehnung hin verschoben. Der Kurvenanstieg ist steiler. Die Hysteresis-Schleife kehrt nicht zum Ausgangspunkt zurück - plastisches Verhalten.

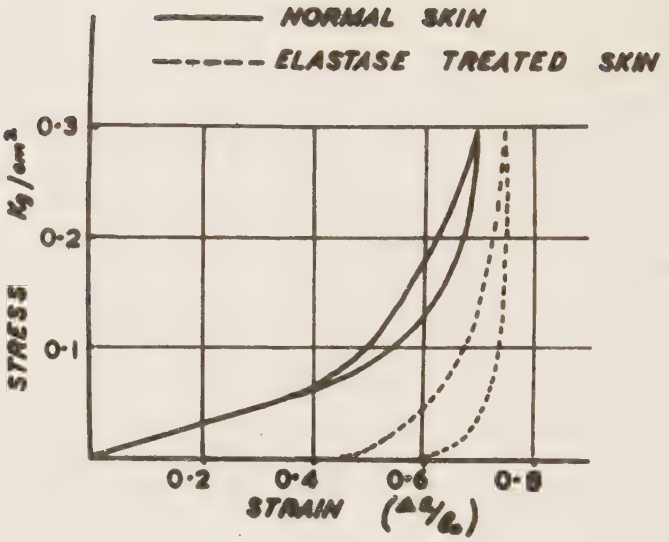


Abb.: Einfluß von Elastase auf das Kraft-Dehnungsverhalten von Bindegewebe (Haut) (L.R. Sauvage, Prosthetic Replacement of the Aortic Valve)

Vergleichen wir nun noch einmal mit dem beschriebenen idealisierten viskoelastischen Kelvin-Körper, so entspricht:
die elastische Faser über einen weiten Dehnungsbereich annähernd dem Hookschen Körper.
Die Kollagenfaser dagegen, die zwar über kurze Strecken zum Aufnehmen großer Kräfte in der Lage ist, zeigt bei längerer Belastung (Zeitfaktor) und bei Überdehnung plastisches Verhalten wie der Newtonsche Körper.

Wenn es nun während der Herzrevolution zu einer wechselnden Be- und Entlastung der Klappensegel kommt, so nimmt - vereinfacht gesagt - der Kollagenfaseranteil die Hauptlast auf, verformt sich dabei jedoch plastisch und wird während der Systole durch den elastischen Anteil wieder in die Ausgangsform gebracht (82).

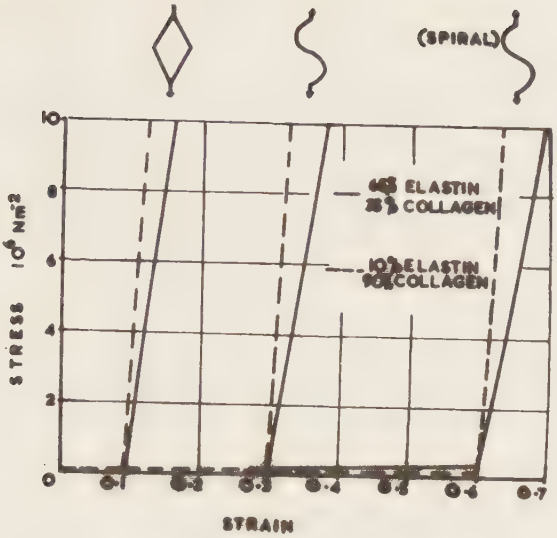


Abb.: Einfluß des Faserverlaufs auf das Kraft-Dehnungsverhalten (L.R. Sauvage, Prosthetic Replacement of the Aortic Valve)

In den letzten Jahren sind vielfach Berichte vom Kraft-Dehnungsverhalten von Aorta (80) und Aortenklappensegel (85) gemacht worden, deren Interpretation in dem oben angeführten Sinne möglich ist.

Bei der Untersuchung von Aortenklappensegeln wurden bisher Proben nur nach der Entnahmerichtung längs oder quer zum Schliessungsrand unterschieden.

Da jedoch die rheologischen Eigenschaften durch die mengenmäßige Verteilung und von den räumlichen Verhältnissen abhängt (s.o.), wie auch die obige Abbildung zeigt, und diese in den verschiedenen Bereichen des Klappensegels schwankt (s.u.), ergibt sich die Fragestellung, ob sich Bereiche mit typischen Materialeigenschaften bzw. Kraft-Dehnungsdiagrammen finden und unterscheiden lassen.

Materialanalyse der Ventilumgebung:

Um das Material der Klappensegel mit dem der Umgebung - im technischen Sinne - der Einfassungsschale - vergleichen zu können, wurden Spannungs-Dehnungs-Kurven von Aortenmaterial geschrieben und außerdem wurde der Versuch unternommen, die unterschiedliche Dehnung bei der diastolischen Gefügeverschiebung photographisch zu erfassen.

Biegeweichheit:

Zusätzlich zu diesen Betrachtungen der Zugfestigkeit interessiert bei Membranschalenkonstruktionen (die ausschließlich auf Zug und Schub beansprucht werden) die Biegeweichheit.

Ein Maß für diese Eigenschaft ist der Schubmodul, das heißt der reziproke Wert der Schubzahl.

$$\text{Schubzahl} = \frac{\gamma}{T} \qquad \text{wobei:}$$

γ der Winkel der Schiebung und

T die Schubspannung = $\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ sind.

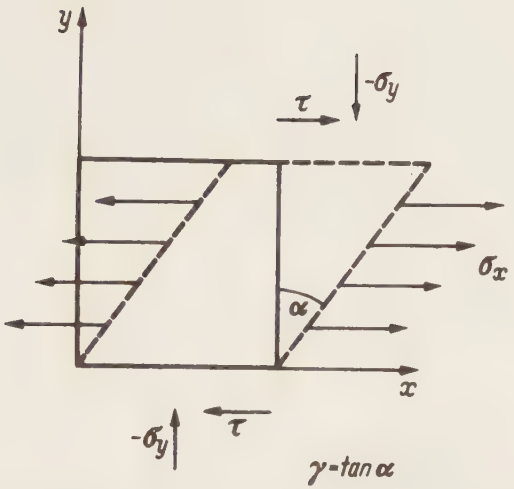
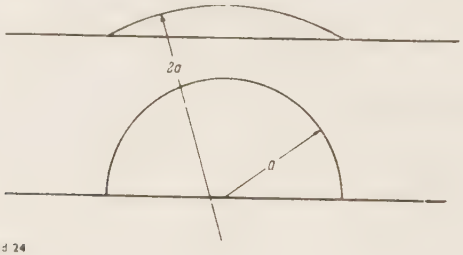


Abb.: Schubverformung eines Probekörpers

Der Schubmodul beschreibt den Zusammenhang zwischen der Schubspannung und der einfachen Schubverformung eines quaderförmigen Volumenelementes (105).

d) Strukturanalyse aus biotechnischer Sicht

Wenn in der Technik große zusammenlegbare Konstruktionen aus biegeunsteifen Häuten hergestellt werden, so bestehen ähnliche Probleme wie bei der Konstruktion von Taschenklappen-Prothesen, da zugleich ein Optimum von Reißfestigkeit und Biegeweichheit erreicht werden soll. Beides sind pneumatisch gespannte Kuppeln, bei denen bei gleichem Innendruck die auftretende Membranspannung lediglich vom Durchmesser abhängt (84).



23 und 24

Abb.: Kugelschalen von unterschiedlichem Durchmesser, die jedoch die gleichen Flächen überspannen

Die beiden im Schnitt 23 und 24 gezeigten Kuppeln überdecken gleiche Flächen. Der Radius und damit auch die Membranspannung ist bei der oberen doppelt so groß wie bei der unteren, also müßte die obere Membran und ihre Fundierung bei gleichem Innendruck doppelt so kräftig sein.
Wenn ein Ingenieur eine pneumatische Kuppel von sehr großem Radius bauen soll, so würde er diese bei einem vorgegebenen Material durch eine größere Membrandicke erreichen können.

Damit nimmt dann jedoch auch die Biegeweichheit ab (s.o.), was z.B. beim Zusammenlegen hinderlich sein würde. Er kann aber auch durch Strukturierung der Haut mit Seilen oder Seilnetzen die Membranspannung herabsetzen (84). Das Prinzip ist die Verkleinerung der Radien:

a) Bei hohen Kuppeln werden vor allem Horizontalseile verwendet.

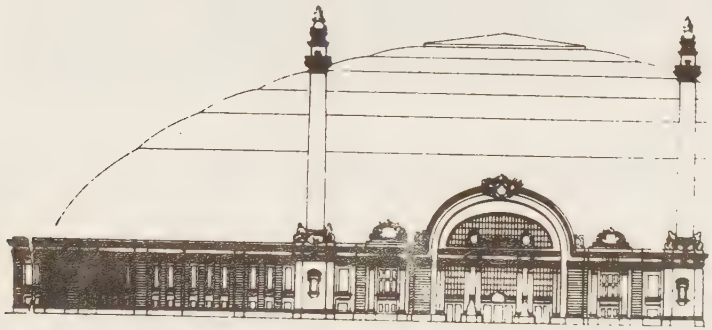


Abb.: Durch Horizontalseile verstärkte Kuppel
(Otto, Zugbeanspruchte Konstruktionen)

b) Bei flachen Kuppeln verwendet man Radialseile.

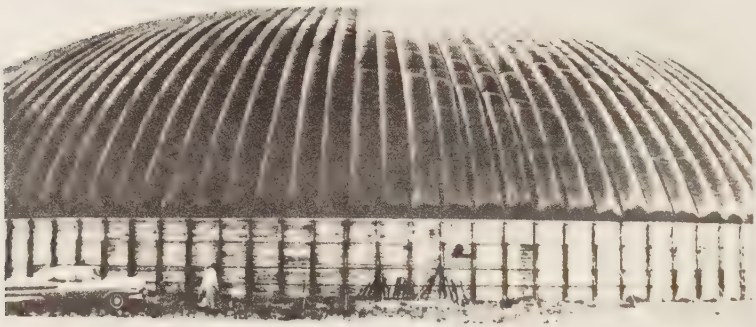


Abb.: Durch Radialseile verstärkte Kuppel
(F. Otto, Zugbeanspruchte Konstruktionen)

Diese Seile können den größten Teil aller Membranspannungen aufnehmen, ohne die Biegeeigenschaften der Konstruktion in vergleichbarem Umfang zu beeinflussen wie die Zunahme der Membrandicke.

Radial- und Ringseile können kombiniert - sowie nach den Bedürfnissen der Statik im Durchmesser variiert - und durch Netze verstärkt werden.

Klappenstruktur:

Die Struktur der Kollagenfaserbündel ist auf der Sinusseite des Segels unter der Intima erkennbar (61).

Abb.: Kollagenfaserbündel eines Taschenklappensegels

Die Faserbündel strahlen von distal her aus der Gefäßwand in das Klappenskelett ein und verlaufen im großen und ganzen parallel zum Schließungsrand (85). Zum Teil vereinigen sie sich spitzwinklig.

Schon bei der Fragestellung der Materialanalyse ergab sich die Forderung nach der Einteilung des Klappensegels in geometrische Bereiche, die sich strukturell relevant unterscheiden:

Kriterien:

Anzahl der Fasern

Anzahl der Aufzweigung von Fasern

Anzahl der Faserkreuzungen

Winkel Gamma der Fasern

Zur Analyse der Strukturen ist weiter zu bedenken, daß die Membranspannung mit dem Durchmesser der Konstruktion zunimmt. Das heißt, auch die Kraft aufnehmende Strukturen sind bei

größer dimensionierten Klappen deutlicher ausgeprägt. Deshalb sollen Aorten- und Pulmonalklappen größerer Tiere untersucht werden (siehe Methoden). Besonders geeignet erscheinen aufgrund vergleichender anatomischer Befunde Rinderherzklappen (86).

Formanalyse aus biotechnischer Sicht:

Bei den in der Technik vorkommenden zugbeanspruchten Konstruktionen lassen sich nach der Form verschiedene Grundtypen unterscheiden, welche anhand einiger Beispiele aufgeführt werden sollen:

Kugelflächen

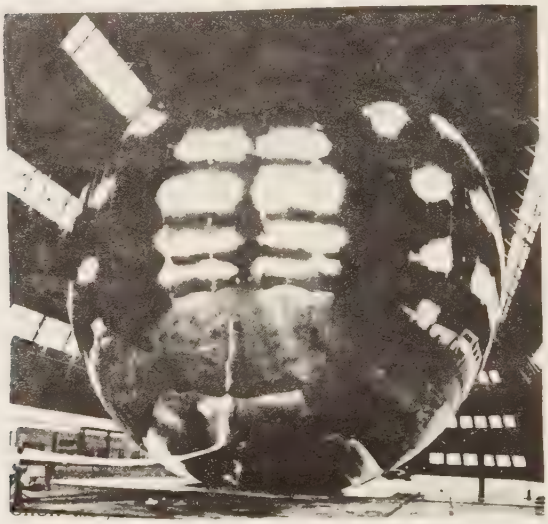


Abb.: Ballonsatellit Echo 1

Zylinderförmige Häute

Abb.: Schlauchboot

Eine weitere Grundform ist die Spindelform oder allgemeine Rotationsschale, für die das Luftschiff ein Beispiel ist.

Für diese in der Technik gebräuchlichen Formen ist eine statische Berechnung durchführbar, so daß sich erstens die Frage stellt, ob die Taschenklappenkonstruktion einer dieser Formen annäherungsweise entspricht (84).

In der Technik wird zum Verständnis zugbeanspruchter Konstruktionen das Studium von Seifenblasenformen im schwerelosen Raum herangezogen: Dabei sind in jeder Seifenblase die Spannungen an jedem Punkt und in jeder Oberflächenrichtung gleich. So ergeben sich sozusagen automatisch Idealformen pneumatischer Konstruktionen, welche zudem, da keine Membranscherkräfte auftreten, verhältnismäßig leicht zu berechnen sind.
Die folgende Abbildung zeigt, wie sehr die Form, in welche sich drei gleich große Seifenblasen begeben, den natürlichen Taschenklappen ähnelt.

Abb.: Seifenblasen als "Ideale Konstruktionsform" (Frei Otto)

Die in der anatomischen Übersicht angegebene Form (s.o.) ist von amerikanischen Autoren mittels Gefrierschnitten genauer untersucht worden.

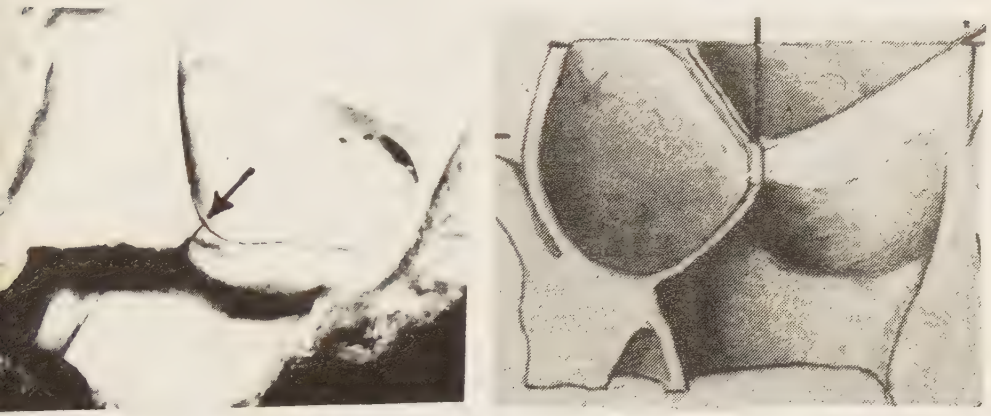


Abb.: Sägeschnitt durch gefrorene Taschenklappe (Mensch) (L.R. Sauvage, Prosthetic Replacement of the Aortic Valve)

Im Rahmen dieser Arbeit soll über das dort über die Form gesagte hinaus versucht werden, die im gewählten Untersuchungsobjekt - Taschenklappe des Rindes - ausgeprägten Kollagenstrukturen als Teil der Form zu erfassen, um so ihren dreidimensionalen Verlauf zu beschreiben.

Bei den Messungen der Klappengeometrie, die nach unterschiedlicher Druckbelastung durchgeführt wurde, zeigte sich eine erhebliche Abhängigkeit der Klappenkonfiguration vom Dehnungsstand der Aorta bzw. des Klappenansatzringes. Zum Verständnis dieser Gefügeverschiebung ist das rheologische Verhalten von Aortenmaterial zu beachten (90, 91, 92, 93).
Normales Aortengewebe ist zwar bei Druckschwankungen im Bereich von 20 - 180 mmHg zu einer Dehnung von mindestens 50 % in der

Lage, jedoch wird bei einer Druckschwankung im physiologischen Bereich von 80 - 140 mmHg nur eine Längenzunahme um 15 % beobachtet (94).

Auf die Bedeutung der Verankerung von Herzklappen in diesem flexiblen System wurde schon von anderen Autoren hingewiesen.

Gehen wir davon aus, daß mit abfallendem Aortendruck zu Beginn der Diastole sich der Umfang der Aorta verringert, so wird aufgrund der folgenden Skizze verdeutlicht, daß damit die zum Verschluß des Ventils notwendige Dehnung der Taschenklappensegel sich verringert.

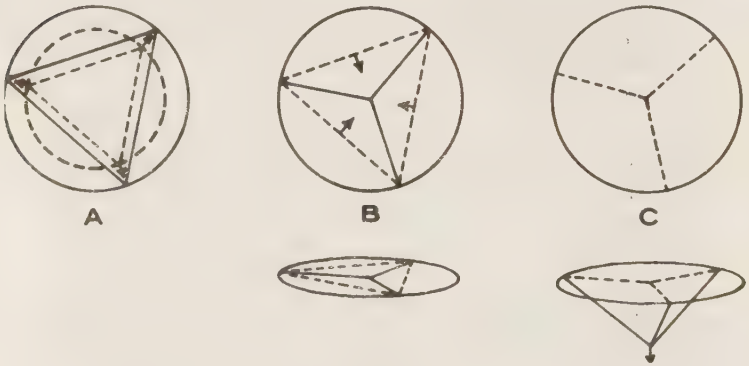


Abb.: Gefügeverschiebung der Taschenklappe bei Belastung (L.R. Sauvage, Prosthetic Replacement of the Aortic Valve)

Dennoch wird der freie Klappensegelrand während jeder Herzrevolution um 30 % gedehnt (95). Die Dehnung erfolgt dabei nicht ausschließlich in der wie in der Abbildung gezeigten Ebene, sondern auch das Herabtreten der Schließungsränder trägt dazu bei.

Deshalb wurde die dreidimensionale Formuntersuchung bei unterschiedlichem Druck des physiologischen Druckes durchgeführt und durch eine Analyse der Gefügeverschiebung ergänzt.

III. METHODE

a) Methode der Formanalyse

Jedem anatomischen Präparator ist bekannt, wie schwierig es ist, sich anhand einer herauspräparierten und zusammengefallenen Taschenklappe eine genaue Vorstellung von deren verschlossener, diastolischer Form zu machen. Dies ist darin begründet, daß die Valvulae semilunares - wie alle nicht vorgespannten Konstruktionen - erst bei Belastung ihre Konstruktionsform einnehmen (s.o.). Deshalb kann eine Formanalyse, insbesondere eine quantitative, nur an belasteten Taschenklappenventilen durchgeführt werden. Dazu muß ein solches Präparat in einem ersten Schritt belastet und in einem zweiten Schritt seine belastete Form fixiert werden (96).

Die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Taschenklappen stammten von jungen männlichen Rindern, die in Berlin zur Schlachtung kamen. Dort konnten die Herzen frisch entnommen werden; sofort anschließend wurde mit der Präparation begonnen. Mit einem ersten Schnitt - ca. 1 cm unterhalb des Anulus fibrosus - wurde der größte Teil der Ventrikelmuskulatur abgetrennt. In der folgenden Feinpräparation wurden nun zunächst die etwa 5 cm langen Gefäßstümpfe von Aorta und A. pulmonalis voneinander getrennt. Durch Präparation von der ventrikulären Seite her wurden dann die beiden Taschenklappen getrennt. Dabei wurde besonders darauf geachtet, daß um den Ansatz der Taschenklappen Myocard erhalten blieb, da dieses auf die diastolische Gefügeverschiebung - und damit auch auf die zu untersuchende Form - einen Einfluß hat (57). Um das Entweichen der Luft oder Flüssigkeit durch die Coronarien während der Belastung zu verhindern, wurden diese Gefässe freigelegt und durch Ligatur verschlossen. Jedes der so gewonnenen Präparate bestand aus drei Teilen:

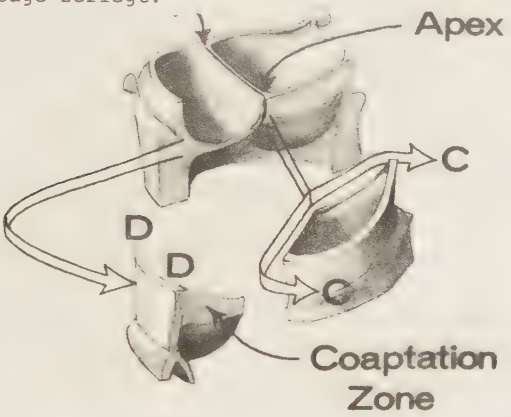
1.) einem ca. 5 cm langen Gefäßstumpf
2.) dem Taschenklappenventil
3.) einer 5 - 10 mm starken Schicht Myocard.

Für die Belastung der Klappen wurde es nun notwendig, das Aortenrohr mit einem Druckluftsystem zu verbinden. Zu diesem Zweck wurde das obere Ende des Stumpfes auf ein Plastikrohr mit geeignet dimensioniertem äußeren Durchmesser aufgezogen. D.h. das Rohr sollte so groß sein, daß die Gefäßwand unter leichter Spannung steht und beim Einbinden keine Falten entstehen. Das andere Ende des Plastikrohres wurde über ein zwischengeschaltetes Druckmeßgerät und ein Reduzierventil mit dem Druckluftsystem verbunden. Nachdem durch kurzes Aufblasen die Segel zum Verschluß gebracht waren, konnte die Druckbelastung auf diese Weise auf dem Meßgerät abgelesen werden. Mit Hilfe des Reduzierventils konnte der Druck so reguliert werden, daß er in dem für junge Rinder physiologischen Bereich lag (97). Die belastete Form wurde durch drei Methoden fixiert:

1.) Gefriermodell
2.) Technovit-Ausguß
3.) Silikon-Ausguß.

Gefriermodell:

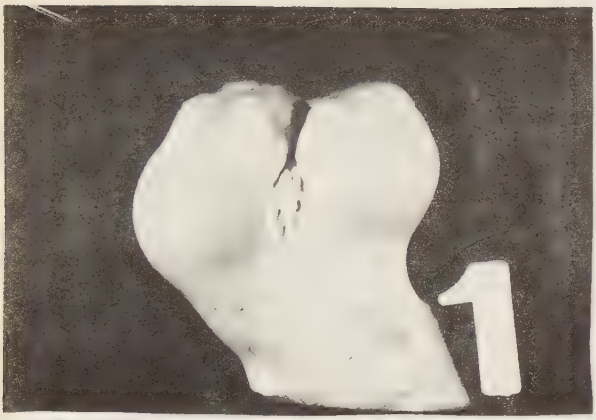
Die Gefriermodelle wurden nach einer von B. Robel beschriebenen Methode hergestellt (52). Die verschlossenen und im physiologischen Bereich belasteten Aorten- und Pulmonalventile wurden in ein Dewar-Gefäß eingesetzt. In diesem Gefäß wurde mittels Trockeneis und Methanol eine Temperatur von ca. -78° hergestellt. Die so behandelten Taschenklappen waren für einige Zeit nach dem Herausnehmen aus dem Gefäß formbeständig, so daß man sie kurzfristig weiter untersuchen konnte. Das hartgefrorene Gewebe wurde, wie auf der folgenden Abbildung dargestellt, mit einer Microsäge zerlegt.



Mit dem ersten Sägeschnitt wurde der Gefäßstumpf oberhalb der Taschenklappe abgetrennt. Die Ansicht des belasteten Taschenklappenventils von oben wurde fotografisch festgehalten.
Ein weiterer Sägeschnitt wurde so gelegt, daß er auf der einen Seite die Kommissuren zweier Segel trennte. Die gegenüberliegende Tasche durchtrennte er in der Mitte. Von der Ansicht des so entstandenen Querschnitts wurde ebenfalls ein Foto hergestellt. Mit Hilfe der Gefrierpräparate ließ sich ein erster Eindruck von Rindertaschenklappen gewinnen; exakte Messungen ließen sich dagegen kaum durchführen, da das Präparat zu schnell auftaute.

Technovit - Ausguß:

Zu diesem Zweck wurden Abdrücke der Taschenklappen mit einem bei anatomischen Gefäßausgüssen üblicherweise verwendeten Kunststoff hergestellt. Als besonders geeignet erwies sich der Kunststoff Technovit 4131^{R}, welcher kleinste Strukturen erfaßt und außerdem bei geeignetem Mischungsverhältnis innerhalb weniger Minuten aushärtet. Auch für die vorgesehene weitere Verarbeitung an der Drehmaschine besitzt der Kunststoff geeignete Materialeigenschaften. Wie schon geschildert (s.o.) wurde die Rindertaschenklappe präpariert und auf ein Plastikrohr aufgezogen. Nachdem durch kurzes Aufblähen die gegenüberliegenden Segel zum Aneinanderhaften gebracht waren, ließ sich der zu Beginn noch sehr dünnflüssige Kunststoff in die einzelnen Taschen gießen. Durch dieses anfängliche Auffüllen der einzelnen Taschen konnte verhindert werden, daß Technovit zwischen die Schließungsränder geriet. Insgesamt wurde jeweils soviel Technovit eingefüllt, daß das aufgesetzte Plastikrohr nahezu randvoll war. Ein großer Teil dieses Technovit - Volumens wurde von der sich bei Druckbelastungen dehnenden Klappe aufgenommen. Nachdem der Kunststoff ausgehärtet war, wurde das Präparat zur Mazeration des Gewebes für drei Tage in 30 %ige KOH gelegt. Vor der weiteren Verarbeitung an der Drehmaschine wurde es nun notwendig, eine Bezugsebene festzulegen. Zu diesem Zweck wurde der Ausguß mit drei Taschen auf eine Platte gestellt und der Gefäßstumpf in einer zur Platte parallelen Ebene gekürzt.



Taschenklappe

Aortenrohr

Abb.: Technovit-Ausguß zur Festlegung der Bezugsebene ist der Ausguß des Aortenrohres schräg abgesägt.

Um diesen Gefäßstumpf der Form der Einspannvorrichtung einer Drehmaschine anzupassen, wurde anschließend ein gerader Zylinder aus dem Abguß des Gefäßstumpfes gedreht. Damit die Fotos der einzelnen Schichtebenen als Höhenlinien ausgewertet werden konnten, benötigte man auf jedem Schichtfoto zwei Bezugspunkte. Deshalb wurden zwei Löcher senkrecht zu der anfangs festgelegten Bezugsebene durch den Ausguß gelegt, die dann auf den Fotos als kreisrunde kleine Flächen erscheinen.

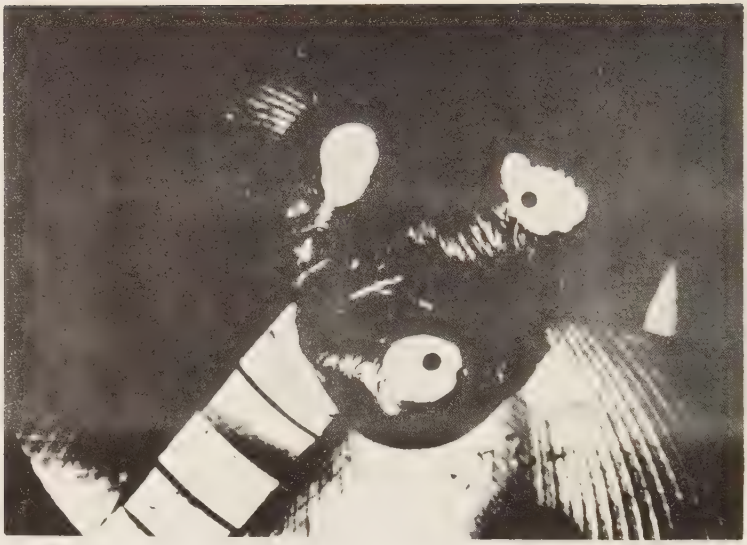


Abb.: Aufsicht auf schwarz gespritztes Ausgußmodell nach Einspannvorgang in Drehmaschine. Die schon abgedrehten Bezirke sind weiß und zeigen als Bezugspunkte die Umrisse der beiden Bohrungen

Wie auf dem Foto zu erkennen ist, wurde die Oberfläche des Ausgusses, um einen Kontrast zu der hellen Farbe des Kunststoffes zu erzielen, matt schwarz gespritzt. Die folgende Abbildung zeigt die Aktion der Drehmaschine, die für die Untersuchung speziell vorbereitet war. Auf der linken Seite erkennt man den eingespannten Herzklappenabdruck, von welchem gerade eine mittlere Ebene abgedreht wird. Der Fotoapparat war so auf der Drehbank montiert, daß sich der Abstand zwischen der jeweils abgedrehten Schicht und dem Fotoapparat nicht änderte.

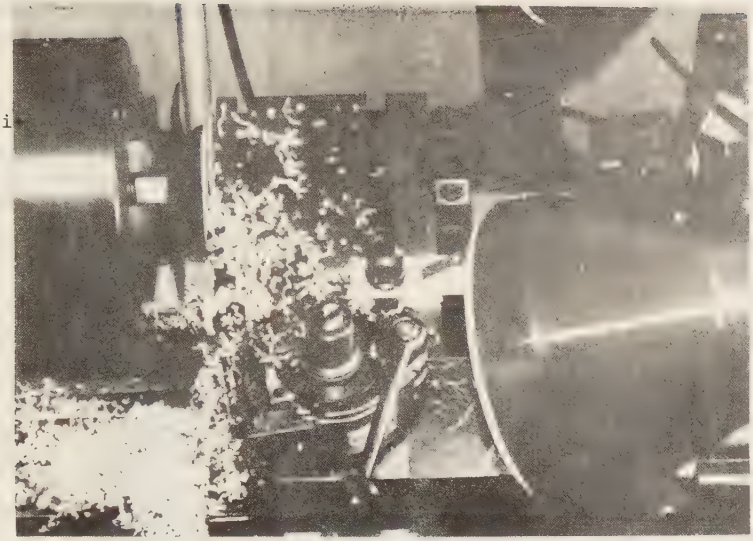
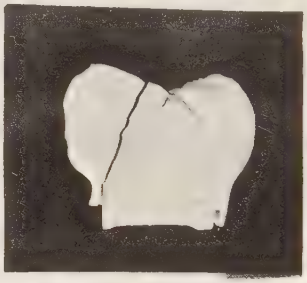


Abb.: Übersicht über Drehmaschine während des Arbeitsvorganges

Der Ablauf der Untersuchung war so, daß nach jedem Foto das Drehmesser der Bank 1 mm an den Ausguß herangefahren wurde. Es folgte das Abdrehen (s. Foto), das Weiterstellen einer seitlich des Präparates angebrachten Registrieruhr sowie ein Foto des neuen Schnittes. Pro Klappe ergaben sich bei einer Schichtdicke von 1 mm jeweils ca. 30 Schichtfotos. Durch Zusammenfassung der Begrenzungen aller Schichtebenen auf einem Bild konnten die Höhenschichtlinien der Taschenklappen gewonnen und damit quantitativ die Form erfaßt werden.

Silikon-Ausguß:

Da die Berechnung für diese exakte Form kompliziert ist, interessiert die Frage, ob nicht das Taschenklappensegel annähernd einer der in der Fragestellung (s.o.) angeführten Konstruktionsgrundformen entspricht. Zu diesem Zweck wurde ein Silikonkautschukausguß hergestellt. Dieses Material ist wesentlich weicher als Technovit und läßt sich deshalb leicht schneiden. Durch die auf der folgenden Abbildung gezeigten Schnitte wurde die Ansicht einer Tasche in zwei Ebenen möglich.



Aufsicht Seitenansicht

Abb.: Silikon-Ausguß

b) Methode der Strukturanalyse

Während sich die Faserstrukturen menschlicher Taschenklappensegel nur mit Hilfe eines Polarisations- oder Elektronenmikroskops beschreiben lassen, sind die weitaus stärker ausgeprägten Strukturen der Taschenklappen des Rindes (s.o.) mit freiem Auge erkennbar, so daß eine makroskopische Analyse möglich ist. Die Taschenklappen wurden aus frisch entnommenen Herzen isoliert und die Segel durch einen Schnitt von ihrer Basis getrennt.

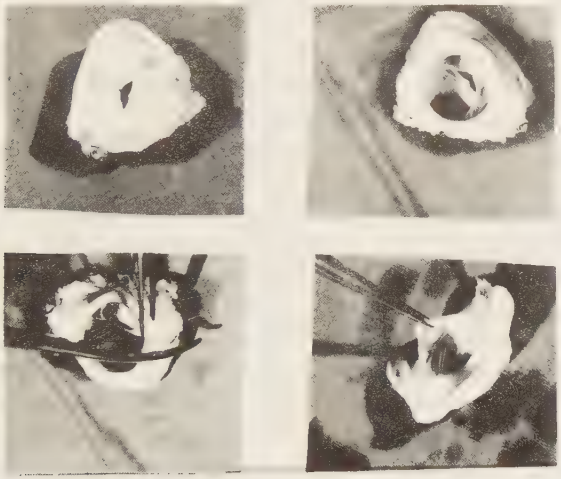


Abb.: Ausschneiden des Taschenklappensegels

Sie wurden auf eine Gummiplatte gelegt und ihre Form dort markiert. Dieser Bereich wurde sodann aus der Folie herausgeschnitten und das Segel über ihn aufgespannt, indem der Segelrand von dem Schnittrand der Folie fixiert wurde. Um Aufnahmen im Gegenlicht machen zu können, wurde das Segel nun auf eine erleuchtete Platte gelegt und die zur Darstellung kommende Faserstruktur fotografisch festgehalten. Von

den so gewonnenen Negativen wurden Abzüge in einem Format 13,5 x 20 cm hergestellt, die weiter analysiert wurden, um das schon bei der Betrachtung der Bilder auffallend Gemeinsame in einem Schema zusammenzufassen. Insgesamt wurden 10 Aortensegel und 10 Pulmonalsegel getrennt voneinander untersucht. Auf die Abzüge wurde ein Raster gelegt, dessen Felder eine Länge von 2 cm hatten. In jedem Feld dieses Rasters wurden für jeweils 10 Abzüge jene Kennzeichen der Klappenstruktur ermittelt, die ein hinreichend genaues Bild der Faseranordnung geben:

I. Anzahl n der Fasern
II. Anzahl n der Verzweigungen von Fasern
III. Anzahl n der Kreuzungen
IV. Winkel der Fasern

Für die Felder, in denen Kreuzungen vorkamen, mußten 2 Winkel für den Faserverlauf angegeben werden; zusätzlich wurde für diese Felder die Anzahl der beiden Gruppen von Fasern vermerkt. Wie aus der fotografischen Darstellung der Struktur ersichtlich ist (s.u.), verlaufen die Fasern der Segel in einigen Bereichen eng gebündelt; in anderen Bereichen findet sich auf einem Teil der Fotos dagegen gar keine Faser. Dort ergab sich deshalb bei der Mitteilung der Anzahl der Fasern ein Wert von weniger als 1. Um hierfür eine grafische Darstellung zu ermöglichen, wurden diese Felder soweit vergrößert, daß der Durchschnittswert auf 1 anstieg. Ein vergrößertes Rechteck im Auswertungsschema entsprach also einem Bereich geringer Faserdichte, ein kleines den besonders faserreichen Anteilen des Segels. Nachdem mit dieser Festlegung der Rechteckgröße eine indirekte Aussage über die Faserdichte gemacht war, wurde die Anzahl der Verzweigungen und Kreuzungen im Feld eingetragen. Dabei wurde bei Verzweigungen nur der Verlauf der Hauptfaser als Winkel angegeben, da sich der Verlauf der Teilfasern im Nebenfeld darstellt. Für die Bereiche, in denen sich Fasern kreuzen, wurden dagegen beide Winkel angegeben. Durch dieses Vorgehen konnte das Strukturbild soweit definiert werden, daß man es in einer Schemazeichnung zusammenfassen konnte.

c) Methode und Materialanalyse

Das Spannungsdehnungsverhalten des Taschenklappenmaterials wurde anhand von Zerreißversuchen analysiert. Für Kunststoffe, Kautschuk und Gummi ist die Durchführung von Zerreißversuchen durch die Materialprüfnormen DIN 53354, DIN 53370, DIN 53457, DIN 53502, DIN 53504 und DIN 53571 festgelegt (98). Die in der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kommende Methode orientiert sich an diesen Bestimmungen, weicht aber in einigen Punkten davon ab. Der Grund hierfür liegt in den Eigenschaften des biologischen Materials selbst. Andere Autoren, die sich ebenfalls mit der Prüfung des rheologischen Verhaltens von Taschenklappenmaterial (99), Segelklappenmaterial (100) und Gefäßmaterial (91) beschäftigt haben, wiesen auf die besonderen Schwierigkeiten bei der Durchführung von Zerreißversuchen solcher biologischer Materialien hin.

Schon die Probenentnahme aus dem Klappengewebe war wegen der weichen gallertartigen Konsistenz nicht einfach. Die Segel wurden herauspräpariert und auf einer Gummiplatte ausgebreitet. Mit Hilfe eines Stanzwerkzeuges wurden die Proben ausgeschnitten. Die Proben haben eine Länge von 7 mm. Die Breite wird zwar durch die Form der Stanze immer etwa gleich gehalten; wegen der biologischen Strukturierung ist jedoch die Stärke und damit der Querschnitt der einzelnen Proben sehr unterschiedlich.
Der Ort der Entnahme wird nach 2 Kriterien gekennzeichnet:

1.) ergeben sich aufgrund der Strukturanalyse (s. Ergebnisse) 5 unterschiedliche Bereiche mit typischer Faseranordnung;
2.) wurden die Proben jeweils einmal parallel zum Schliessungsrand des Klappensegels, ein anderes Mal senkrecht dazu entnommen.

Daraus ergeben sich 10 unterschiedliche Typen von Probekörpern, von denen jeweils wegen der zu erwartenden biologi-

schen Streubreite 10 aus unterschiedlichen Tierherzen stammen. Insgesamt wurden also für das Aorten- und Pulmonalklappenmaterial 200 Proben untersucht.

Neben der Probenentnahme ist auch der Vorgang des Einspannens in die Prüfmaschine durch die Konsistenz des biologischen Materials erschwert. Mit Hilfe einer von Arnold angegebenen Methode wird dieser Vorgang wesentlich erleichtert (100). Die Probe wurde so auf einen gelochten Karton aufgeklebt (Histoacryl^{R}), daß sie die Lochung überspannte.

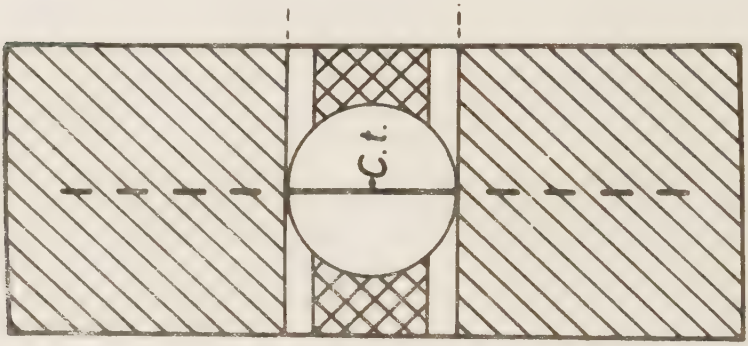
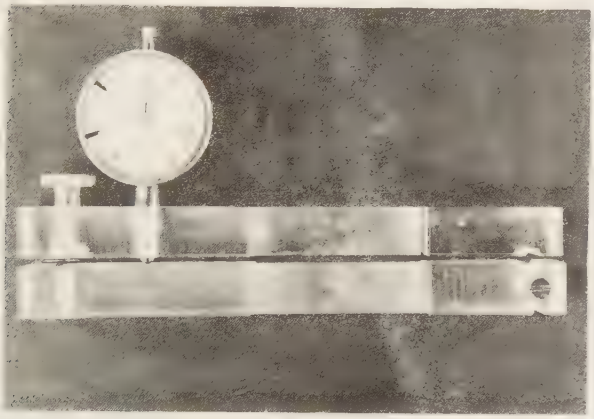


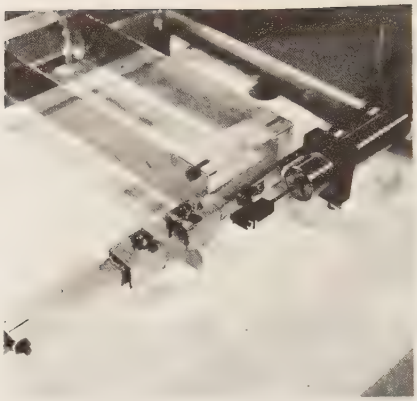
Abb.: Probenfixierung nach Arnold (s. Text)

Sie konnte jetzt ohne weiteres gehandhabt werden, da sie in ihrer Länge fixiert war. Um vor dem Einspannen noch den Querschnitt zu messen, wurde die Probe zwischen 2 Plexiglasplatten mit einem definierten Abstand gepreßt. Sie wich dabei seitlich aus. Diese Breite wurde dann unter dem Mirkoskop mit Hilfe eines kalibrierten Rasters abgelesen und ergab mit dem Plattenabstand die Querschnittsfläche. Die folgende Abbildung zeigt das verwendete Meßgerät.



Spalte für Probenaufnahme

Nun wurde die Probe mit dem Karton in die Materialprüfmaschine zum Verreißversuch eingespannt und dann der Karton seitlich der Probe durchtrennt. Auf den folgenden Abbildungen ist die verwendete Materialprüfmaschine gezeigt, die zur Durchführung dieser Untersuchungen in der biotechnischen Abteilung des Klinikum Westend konstruiert und gebaut wurde. Sie ist für Analysen biologischer Materialien besonders geeignet.



Weggeber

Einspann-
vorrich-
tung

Abb.: Übersicht von der Prüfmaschine

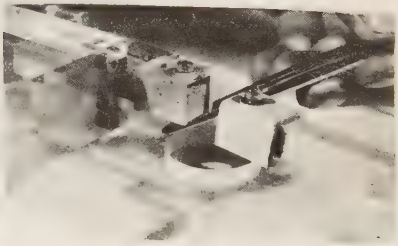


Abb.: Die Einspannvorrichtung

Die Kraftmessung erfolgte über einen Biegeträger mit Dehnungs-
meßstreifen, während die Dehnung am reibungsfrei geführten Ein-
spannkopf mit Hilfe eines induktiven Weggebers durchgeführt wurde.

Abb.: Der Weggeber

Die Dehnungsgeschwindigkeit konnte stufenlos an einem Elektromotor eingestellt werden. Die Registrierung der elektrischen Signale erfolgte nach deren Verstärkung auf einem X-Y-Schreiber als Kraftdehnungsdiagramm.
Außer der beschriebenen Untersuchung von Taschenklappensegelmaterial wurden zum Vergleich jeweils 10 Kraftdehnungsdiagramme von Aorten- bzw. Pulmonalgefäßwand mit dem gleichen Verfahren erstellt.

Schubmodell:

Das Schubmodell als Maß für die Biegeweichheit wurde mit dem gleichen Gerät untersucht. Die Probenentnahme sowie der Vorgang des Einspannens mußten jedoch modifiziert werden: Die Proben wurden in Form von Quadraten (Seitenlänge 5 mm) aus dem Mittelfeld der Segel entnommen. Die Einspannköpfe wurden durch zwei sich überlagernde Metallplatten verlängert. Der Probekörper wurde zwischen die beiden Flächen geschoben und beidseits mittels Gewebekleber verbunden. Die Registrierung der Schubmodulkurve erfolgte ebenfalls über den beschriebenen X-Y-Schreiber.

d) Gefügeverschiebung

Wie zur Formanalyse (s.o.) wurden Präparate von Rindertaschenklappen auf ein Rohr aufgezogen und durch Luftdruck belastet. Es interessierte die unterschiedliche Dehnung von Klappensegeln und umgebendem Gewebe bei wechselnd großer Druckbelastung. Zu diesem Zweck wurde der Druck rhythmisch über das beschriebene Reduzierventil zwischen 70 und 150 mmHg verstellt. Die dabei auftretende Gefügeverschiebung wurde durch Filmaufnahmen in zwei Ebenen erfaßt. Die Auswertung erfolgte an einer Projektionswand.

IV. ERGEBNIS

a) Form

Gefriermodell:

Die Fotografien der tiefgefrorenen und aufgesägten Rindertaschenklappen vermitteln einen ersten Eindruck von der Form und von der ausgeprägten Faserstruktur der Rindertaschenklappen.

Abb.: Sägeschnitt I

Bei Einsicht in die belastete Taschenklappe von oben erkennt man die weitgehend zirkulär, d.h. parallel zum Schließungsrand der Segel verlaufenden Fasern, die sich z.T. im mittleren Segelbereich überkreuzen.

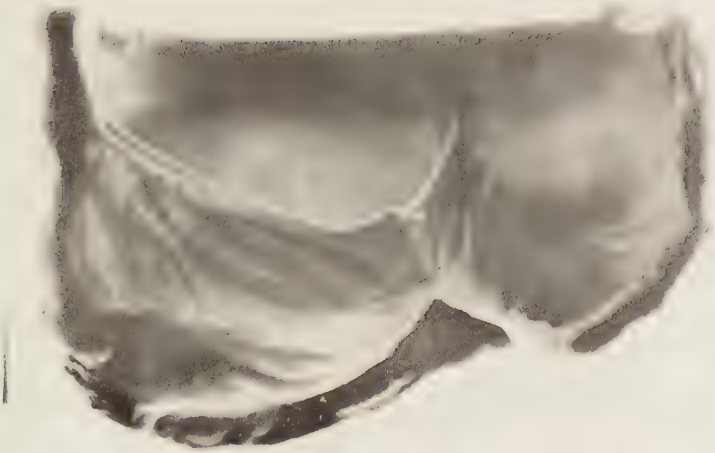


Abb.: Sägeschnitt II

Der Sägeschnitt II gibt Einblick in die Faseranordnung unterhalb des Schließungsrandes, welcher von der Sinuswand in gerader Linie nach caudal zur Taschenklappenmitte verläuft. Die am stärksten ausgeprägten Faserbündel entspringen aus der Sinuswand im Bereich unterhalb des Ansatzes der Kommissur. Sie verlaufen unter Abnahme ihrer Stärke z.T. parallel zum Schließungsrand und biegen zum anderen Teil im Mittelfeld in Richtung Sinuswand ab. Die Form des Querschnittes einer einzelnen Tasche ist auf der rechten Hälfte des Bildes zu erkennen. Die Begrenzung besteht aus 2 Anteilen, der Sinuswand und dem Segel. Während die Sinuswand gekrümmt ist, zeigt der Querschnitt des Segels einen nahezu geraden Verlauf.

Technovit - Ausguß:

Durch die Fotografien der Schichtebenen der Technovit - Ausgüsse wurde die Form der Rindertaschenklappen quantitativ erfaßt. Auf den folgenden Seiten ist das Ergebnis von Aorten- und Pulmonalklappen bei unterschiedlicher Druckbelastung fotografisch dargestellt.

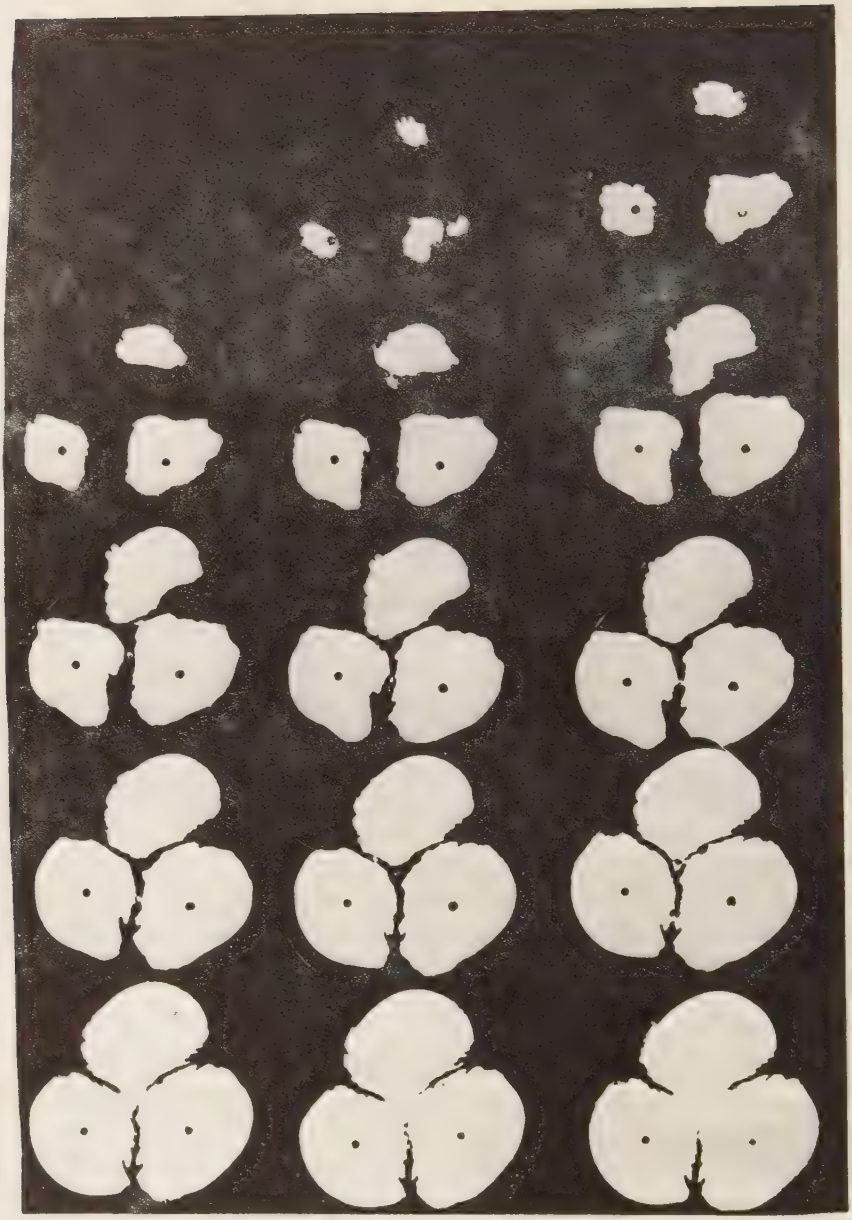


Abb.: I. Aortenklappe bei 90 mmHg

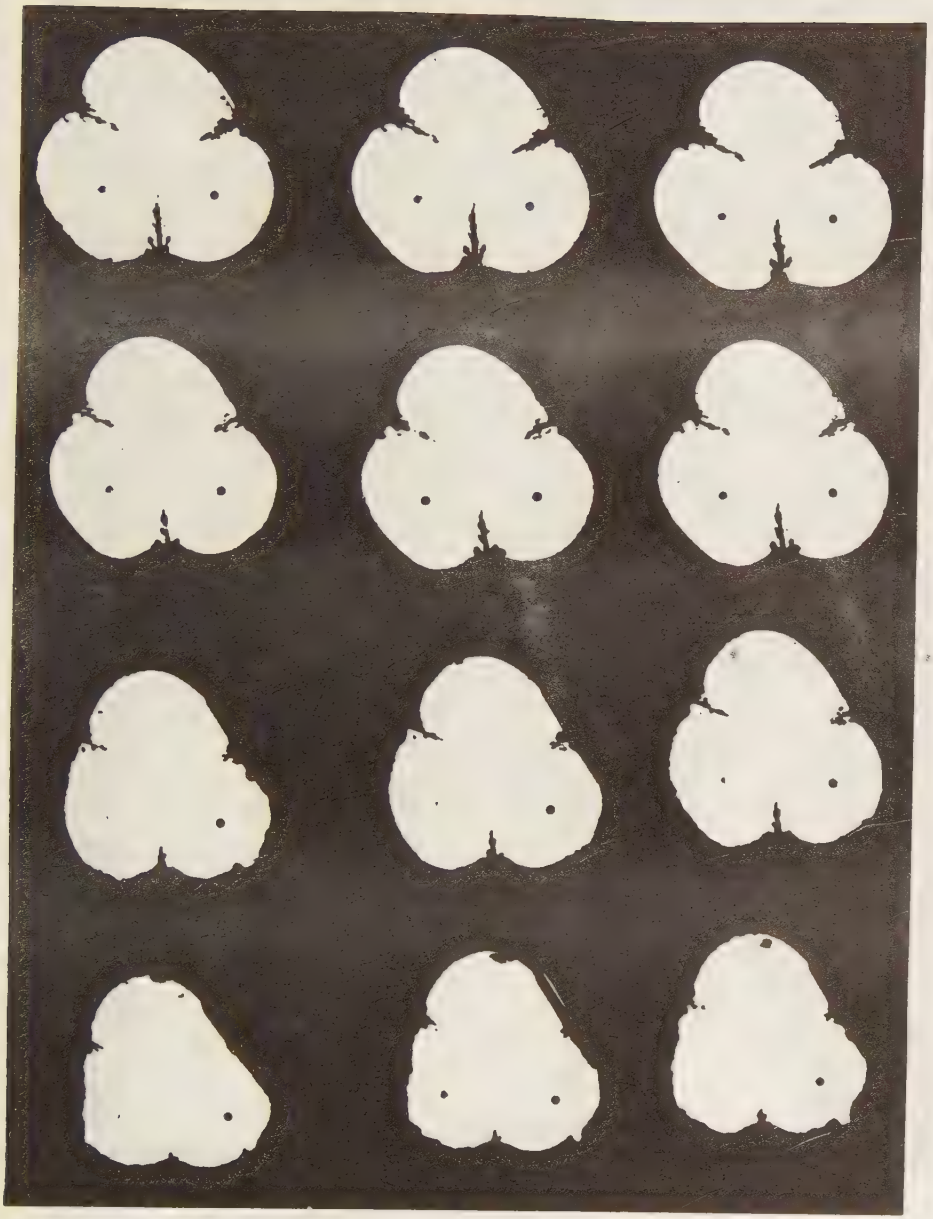
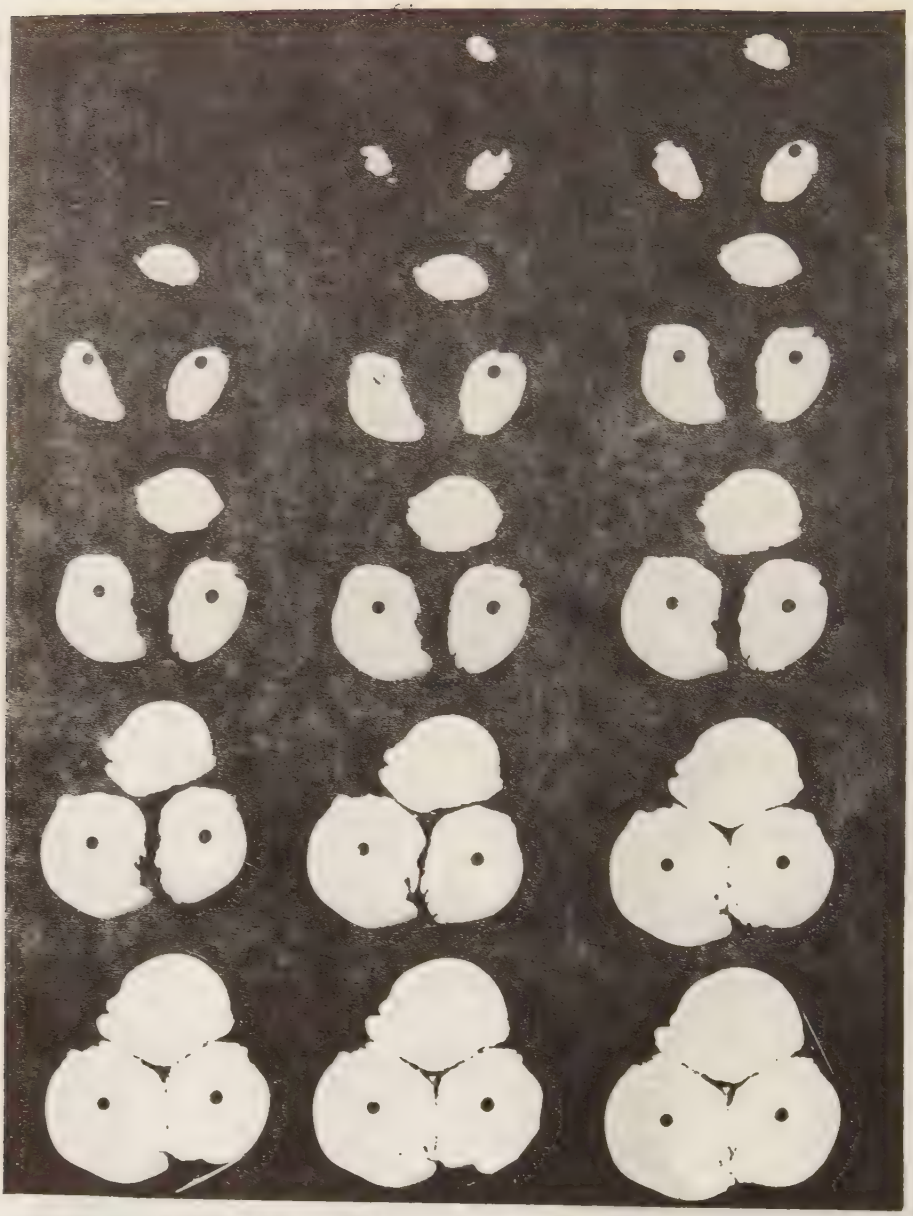


Abb.: I. Aortenklappe bei 90 mmHg - Fortsetzung



APP.: 11. Aortenklappe bei 150 mmHg

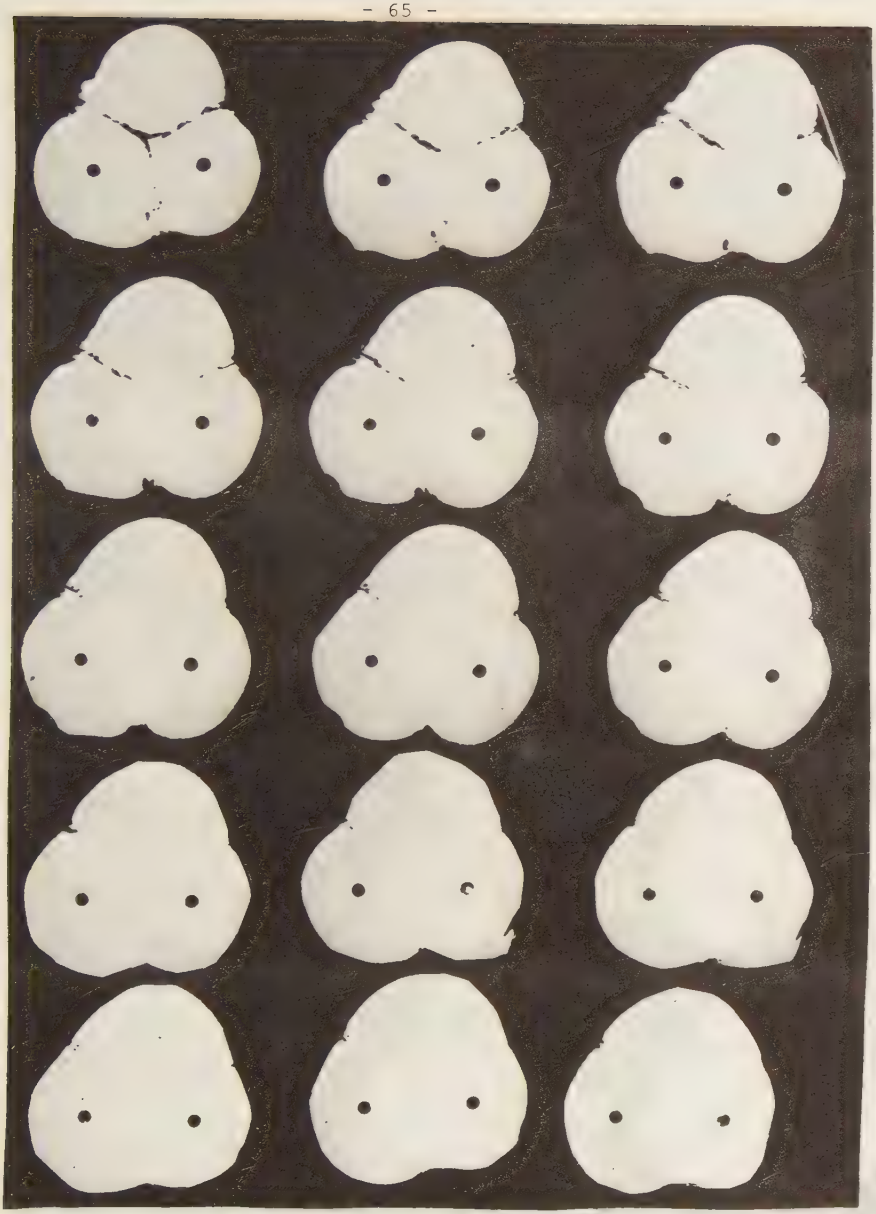


Abb.: II. Aortenklappe bei 150 mmHg - Fortsetzung

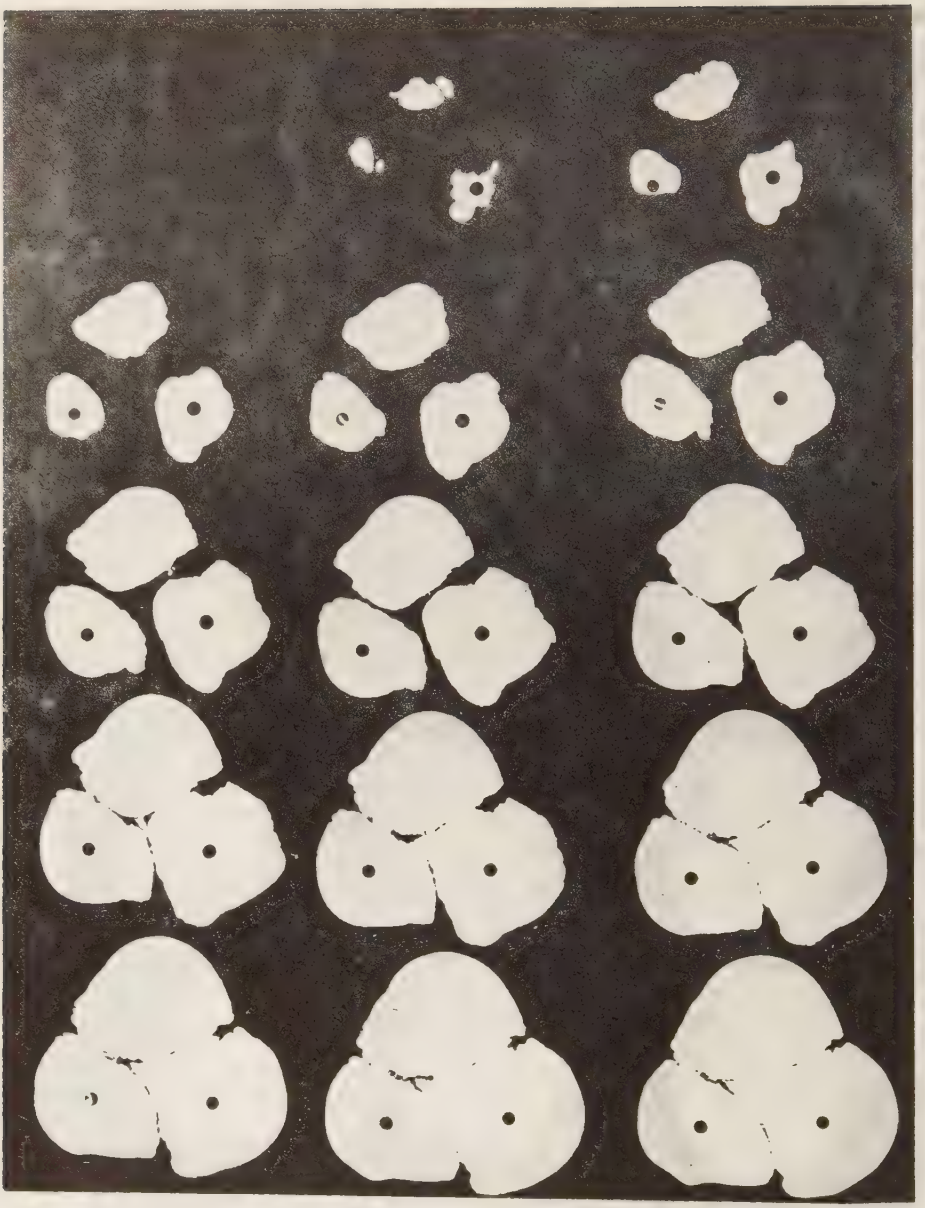


Abb.: IV. Pulmonalklappe bei 30 mmHg

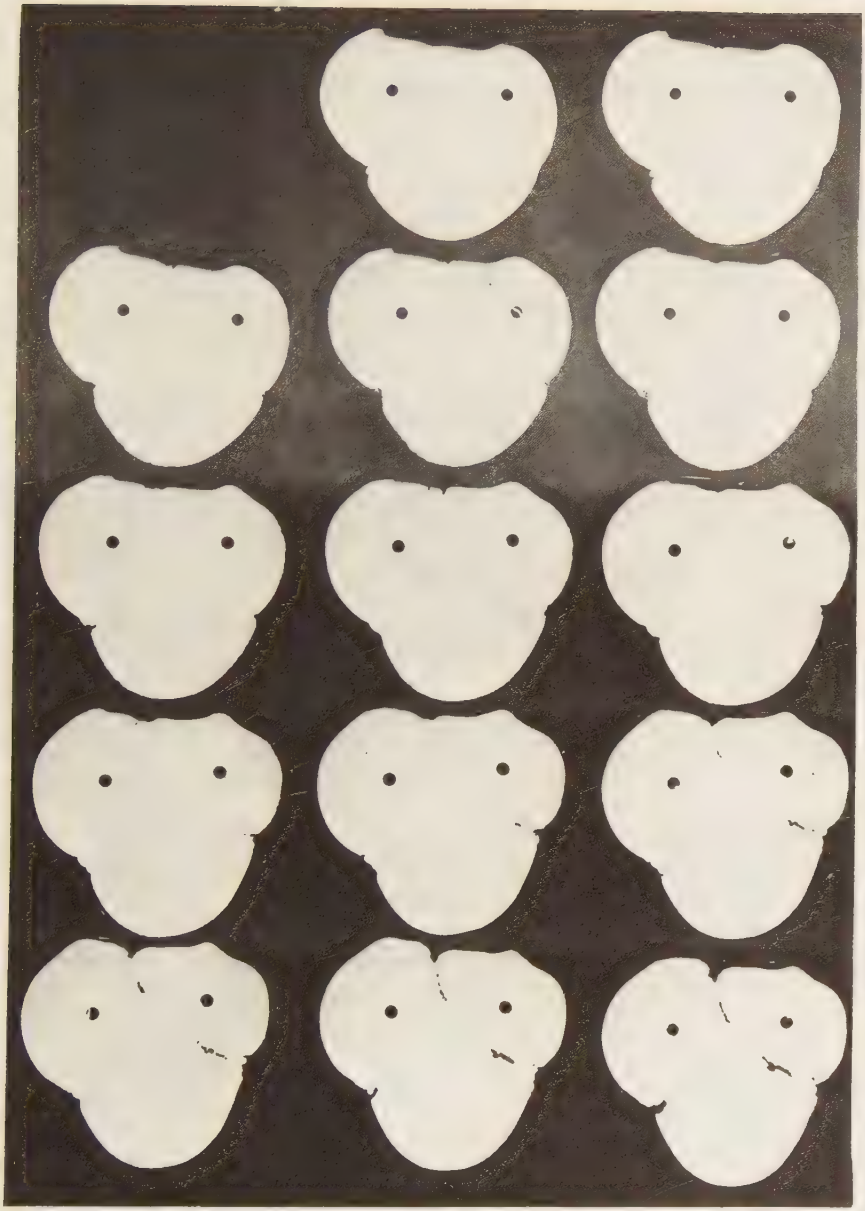
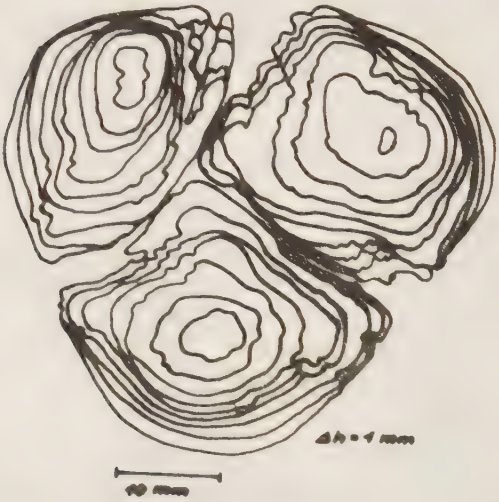


Abb.: IV. Pulmonalklappe bei 30 mmHg - Fortsetzung

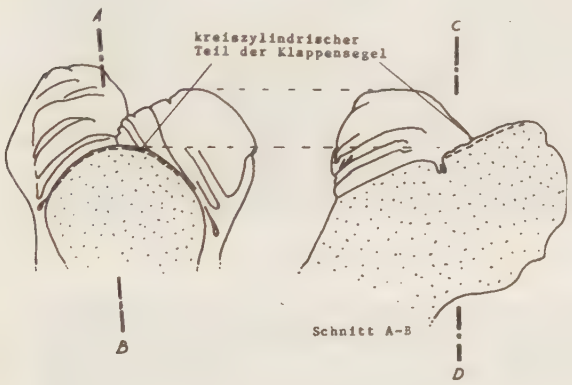
Die aus den Bildern gewonnenen Höhenschichtlinien einer Aortentaschenklappe sind auf dem folgenden Bild zusammengefaßt.



Das dargestellte Ergebnis zeigt, daß es sich um eine Schale von komplizierter Form handelt. Sie kann mit Hilfe der Methode der finiten Elemente berechnet werden (99).

Silikonausguß:

Um eine Abschätzung der Belastung in der Diastole vornehmen zu können, wurde anhand des Silikonausgusses untersucht, ob das Taschenklappenventil einer der in der Fragestellung angeführten gut zu berechnenden Grundformen entspricht. Die folgende Abbildung zeigt die annähernd kreiszylindrische Form des einzelnen Taschenklappensegels.



b) Struktur

Die ausgeprägten Faserelemente der Rindertaschenklappen ermöglichen eine makroskopische Analyse der Struktur. Die folgenden Abbildung zeigen Beispiele für die im Gegenlicht aufgenommenen und ausgewerteten Fotos von jeweils 10 Aorten- bzw. Pulmonalklappensegel verschiedener Ventile.

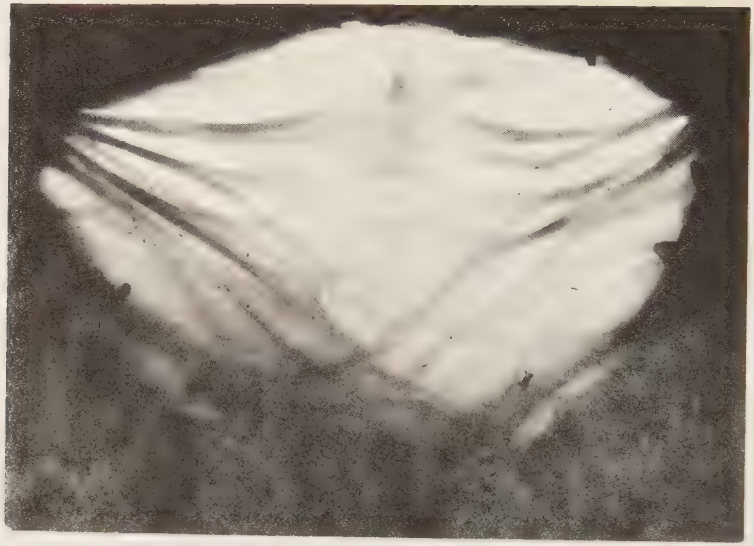


Abb.: Aortenklappensegel

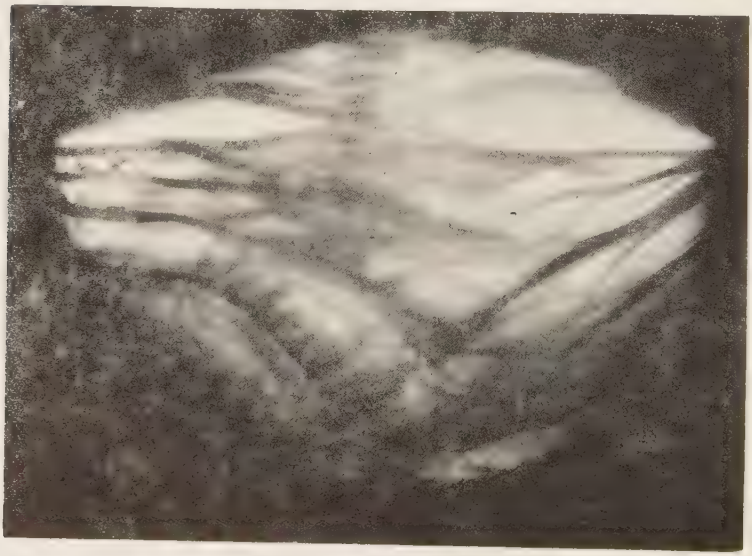


Abb.: Pulmonalklappensegel

Um das Gemeinsame der Bilder zusammenzufassen, wurde nach der beschriebenen Rastermethode ein Schema der Faserstruktur von 10 Aortenklappen (sie unterscheiden sich nicht von der Struktur einer Pulmonalklappe) erstellt (s.u.).

Abb.: Schema der Faserstruktur von 10 Aortenklappensegeln

Die dabei gezeigten Schwärzungen sind nur Strukturmerkmale und kein Maß für die Decke der Segel. Für beide Segeltypen ist mit dem gezeigten Schema eine Aussage über Verlauf und Quantität in den einzelnen Bereichen der Klappe gemacht.

Verlauf:

Ursprung und Ansatz der Hauptfasern ist die Sinuswand. Im Bereich des Schließungsrandes laufen die Fasern diesem parallel. Die tiefer ihren Ursprung nehmenden Fasern jedoch biegen in Richtung Sinuswand um. Diese Verlaufsrichtung nimmt immer deutlicher zu, je weiter der Ursprung einer Faser vom Schließungsrand entfernt ist.

Da die Fasern nicht alle dem Schließungsrand parallel laufen, kommt es im Mittelfeld des Segels zu Überkreuzungen. Gemäß ihrem zunehmend gebogenen Verlauf kreuzen sich die Fasern im oberen Bereich des Mittelfeldes spitzwinklig, im unteren Bereich nahezu rechtwinklig.

Quantität:

Die Menge der Fasern ist im Bereich der Kommissuren, d.h. dem Bereich des Segels, der bei diastolischer Belastung den gegenüberliegenden anliegt, auffallend gering. Dieser Bereich wurde wegen dieses Merkmals als Strukturbereich Nr. 1 gesondert untersucht. Im Mittelfeld des Segels sind die Fasern stärker ausgeprägt. Wegen des unterschiedlichen Winkels der Faserkreuzung (s.o.) wurde dieses Mittelfeld in einen oberen Strukturbereich Nr. 2 und einen unteren Nr. 3 eingeteilt. Die verbleibenden Bezirke des Klappensegels an der Sinuswand wurden ebenfalls in einen oberen besonders faserreichen Strukturbereich Nr. 4 und einen unteren Nr. 5 aufgeteilt. Diese 5 typischen Bereiche, die bei der anschließenden Analyse des Kraftdehnungsverhaltens getrennt untersucht wurden, sind im folgenden tabellarisch zusammengefaßt.

Strukturbereiche

Nummer	Lokalisation	Faser-quantität	Faserverlauf zum Segelrand	Hauptrich-tung der Fasern
1	der freie Schlies-sungsrand	+	parallel	+
2	oberes Mittelfeld	++	spitzwinklig kreuzend	+
3	unteres Mittelfeld	++	etwa rechtwink-lig kreuzend	-
4	oberer Bereich Sinuswand	+++	parallel	+
5	unterer Bereich Sinuswand	++	parallel	+

d) Material

Aus den 5 so definierten Strukturbereichen wurden 200 Proben entnommen und Kraftdehnungskurven geschrieben. Im folgenden sind typische Beispiele für die einzelnen Kurventypen dargestellt. Bei der Analyse des Kurvenverlaufes interessiert besonders die Frage, ob ein Zusammenhang mit der Faserquantität und dem Faserverlauf in dem jeweiligen Strukturbereich besteht. Auffällig ist die Gemeinsamkeit der Kurvenverläufe für Proben aus den gleichen Bereichen der Aorten- und Pulmonalklappe.

Materialkurven:

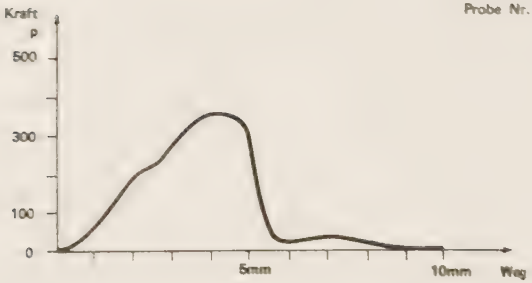
Einheitliche Dehnungsgeschwindigkeit aller Kurven 5 mm/s)

Strukturbereich 1:

a) parallel zum Klappenrand
d.h. in Richtung der
Hauptfaser

Legende:

Probe Nr. 33



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	482,7 p/mm^2	963,6 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	67,9 p/mm^2	73,4 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	142,7 p/mm^2	227,9 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	211,3 p/mm^2	312,9 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	76 %	62 %

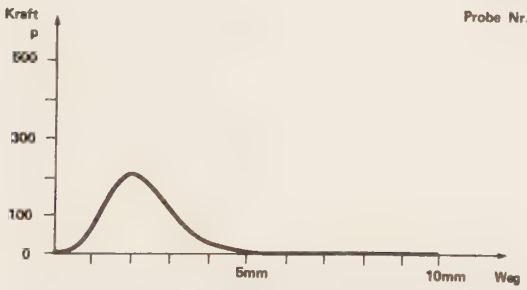
Zu beachten ist für alle Strukturbereiche die Ähnlichkeit der Materialkurven mit der auf den jeweils folgenden Seiten gezeigten Kurve für Pulmonalklappenmaterial.

Materialkurve aus

Strukturbereich 1:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der Hauptfasern)

Pulmonalklappe:



	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	880,0 p/mm^2	260,0 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	80,5 p/mm^2	42,3 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	174,9 p/mm^2	93,2 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	232,8 p/mm^2	142,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	44 %	77 %

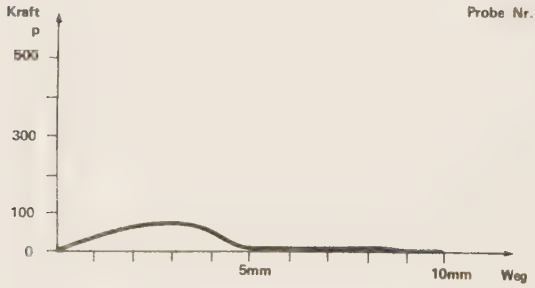
Die Kurven zeigen einen 3-phasigen Verlauf. Man kann einen ersten, zu Beginn flachen aber überlinearen Teil der Kurve, einen zweiten steil und linear ansteigenden Teil und schließlich einen dritten unterlinearen Teil, der zum Zerreißpunkt führt, unterscheiden.

Materialkurve aus

Strukturbereich 1:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung
der Hauptfasern)

Aortenklappe:



Originalkurve

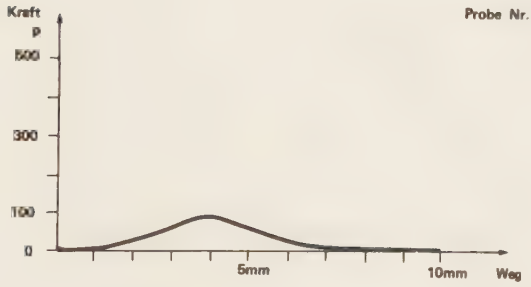
	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	102,3 p/mm^2	132,8 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	23,4 p/mm^2	21,6 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	39,0 p/mm^2	54,7 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	39,0 p/mm^2	83,5 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	50 %	83 %

Materialkurve aus

Strukturbereich 1:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung
der Hauptfasern)

Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	222,2 p/mm^2	260,7 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	11,5 p/mm^2	15,8 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	55,5 p/mm^2	38,6 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	112,6 p/mm^2	48,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	78 %	73 %

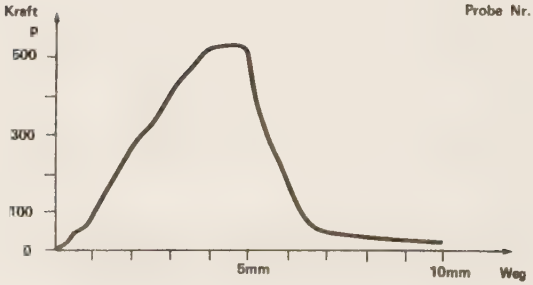
Typisch ist der einphasige Kurvenverlauf der flach ansteigenden Kurven sowie die geringe beim Zerreißpunkt aufgebrachte Kraft dieser senkrecht zur Richtung der Kollagenfaserbündel entnommenen Proben.

Materialkurve aus

Strukturbereich 2:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der
Hauptfasern)

Aortenklappe:



Originalkurve

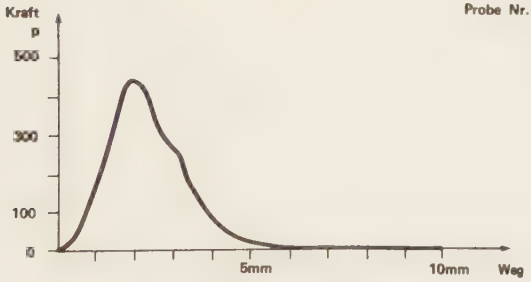
	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	435,6 p/mm^2	831,7 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	64,8 p/mm^2	59,3 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	189,8 p/mm^2	196,6 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	247,7 p/mm^2	284,5 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	77 %	69 %

Materialkurve aus

Strukturbereich 2:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der
Hauptfasern)

Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	1021,4 p/mm^2	760,0 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	97,2 p/mm^2	48,6 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	199,4 p/mm^2	167,8 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	281,9 p/mm^2	239,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	35 %	62 %

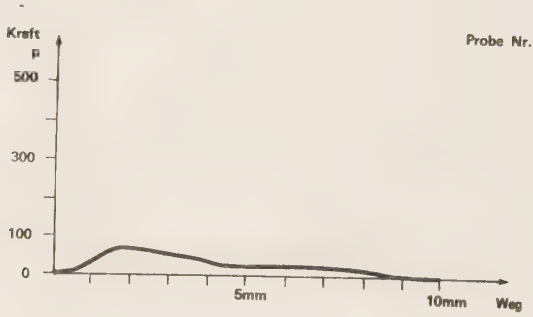
Das Prinzip des Kurvenverlaufes ist wie bei 1 a) dreiphasig (überlinear - linear - unterlinear), jedoch der Anstieg der Kurven steiler und die Spannung beim Zerreißpunkt größer, was der stärkeren Ausprägung der Kollagenfasern in diesem Bereich entspricht.

Materialkurve aus

Strukturbereich 2:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung
der Hauptfasern)

Aortenklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	165,5 p/mm^2	112,6 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	27,6 p/mm^2	23,5 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	51,7 p/mm^2	39,4 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	53,9 p/mm^2	46,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	56 %	147 %

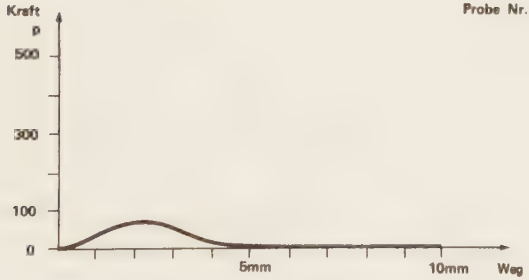
Materialkurve aus

Strukturbereich 2:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung der Hauptfasern)

Pulmonalklappe:

Probe Nr. 145



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	194,4 p/mm^2	280,6 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	26,4 p/mm^2	24,3 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	48,5 p/mm^2	47,3 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	52,9 p/mm^2	111,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	52 %	54 %

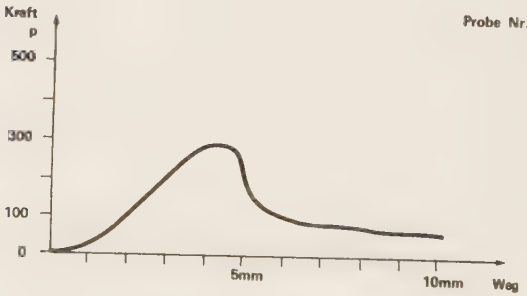
Es findet sich ein einphasiger Verlauf wie in 1 b).

Materialkurve aus

Strukturbereich 3:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. keine Hauptfaserrichtung)

Aortenklappe:

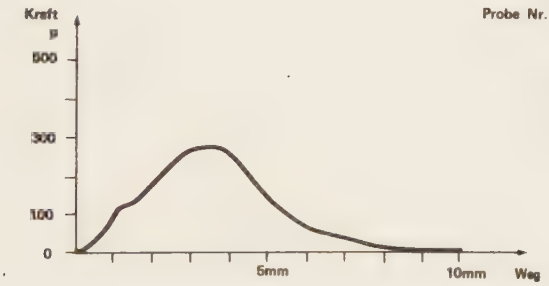


Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	297,0 p/mm^2	337,6 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	33,8 p/mm^2	39,8 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	160,7 p/mm^2	143,4 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	245,3 p/mm^2	212,3 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	82,7 %	79 . %

Materialkurve aus
Strukturbereich 3:
a) parallel zum Klappenrand
(d.h. keine Hauptfaserrichtung)

Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	129,6 p/mm^2	260,0 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	14,4 p/mm^2	26,3 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	50,4 p/mm^2	73,5 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	109,8 p/mm^2	142,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	107 %	67 %

Für die Bereiche 3 a) und 3 b) ergeben sich ähnliche Kurvenverläufe. Hierin liegt die Besonderheit der Materialeigenschaft dieses Segelbereiches, indem sich die Fasern senkrecht kreuzen, so daß sich eine strukturelle Homogenität ergibt. Im Vergleich zu 1 a und 2 a) werden die Kollagenfasern verwinkelt und deshalb weniger gestreckt eingespannt, was die längere Vordehnung bis zum linearen Kurvenanstieg erklärt.

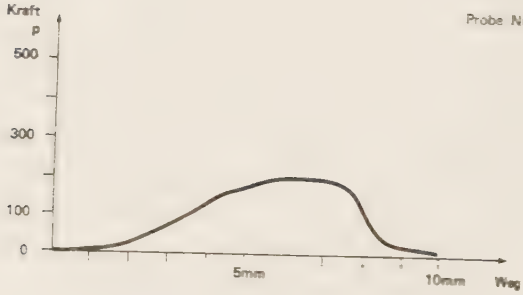
Materialkurve aus

Streifenprobe 1:

b) senkrecht zum Klappenrand

Norrenklappe:

Probe Nr. 92



Originalkurve

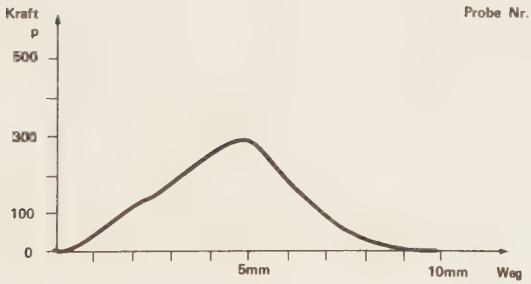
	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	290,6 p/mm^2	280,6 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	18,2 p/mm^2	14,7 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	90,8 p/mm^2	67,7 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	183,4 p/mm^2	98,4 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	99 %	83 %

Materialkurve aus

Strukturbereich 3:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. keine Hauptfaserrichtung)

Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	178,5 p/mm^2	250,0 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	33,4 p/mm^2	16,4 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	88,2 p/mm^2	42,3 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	132,6 p/mm^2	89,7 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	78 %	77 %

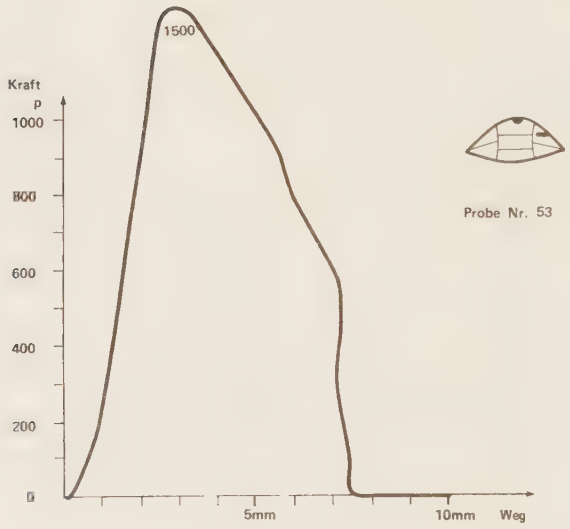
Beschreibung siehe unter Pulmonalklappe 3 a).

Materialkurve aus

Strukturbereich 4:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der Hauptfasern)

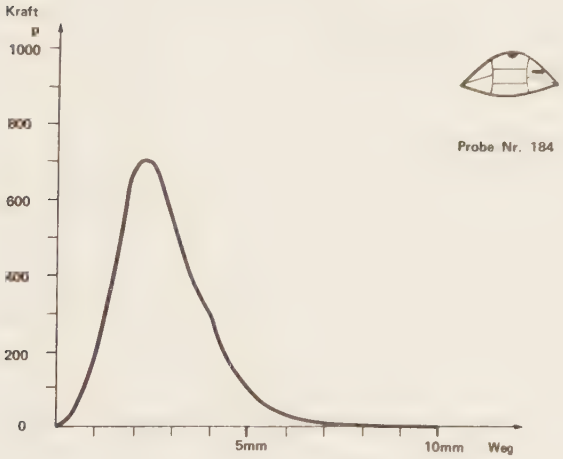
Aortenklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	1810,6 p/mm^2	1236,5 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	120,1 p/mm^2	71,8 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	642,6 p/mm^2	187,9 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	729,3 p/mm^2	396,7 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	65 %	62 %

Materialkurve aus
Strukturbereich 4:
a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der Hauptfasern)
Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	1357,0 p/mm^2	1030,6 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	115,7 p/mm^2	86,7 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	356,8 p/mm^2	219,7 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	373,6 p/mm^2	296,7 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	48 %	56 %

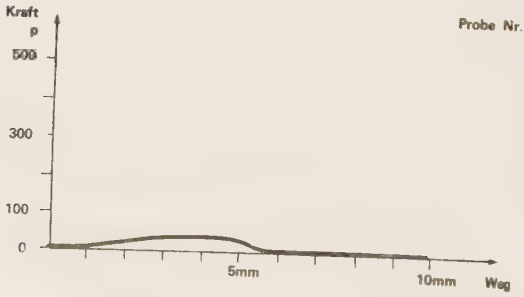
In diesem Bereich finden sich die stärksten Kollagenfaserbündel (s. Foto des Gefriermodells). Bei Belastung in Richtung dieser Bündel ergibt sich eine dreiphasige (überlinear - linear - unterlinear) steil ansteigende Kurve. Das Klappenmaterial besitzt in diesem Bereich und in dieser Richtung die größte Festigkeit.

Materialkurve aus

Strukturbereich 4:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung der Hauptfasern)

Aortenklappe:



Originalkurve

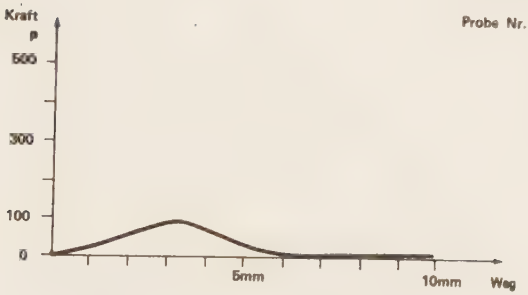
	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	123,6 p/mm^2	146,7 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	10,3 p/mm^2	18,9 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	41,2 p/mm^2	65,8 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	51,5 p/mm^2	69,4 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	74 %	68 %

Materialkurve aus

Strukturbereich 4:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung
der Hauptfasern)

Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	225,6 p/mm^2	170,3 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	31,5 p/mm^2	19,8 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	90,0 p/mm^2	49,7 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	90,0 p/mm^2	55,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	50 %	53 %

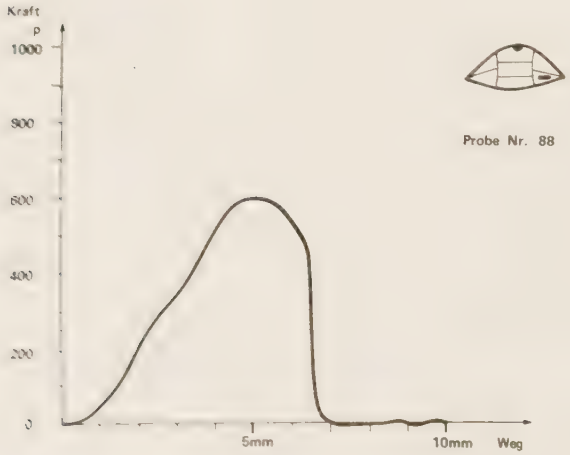
Dieser Bereich entspricht im wesentlichen den Bereichen 1 b) und 2 b), da sich die senkrecht zur Zugrichtung verlaufenden Kollagenbündel auf den Kurvenverlauf nicht auswirken.

Materialkurve aus

Strukturbereich 5:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der Hauptfasern)

Aortenklappe:



Originalkurve

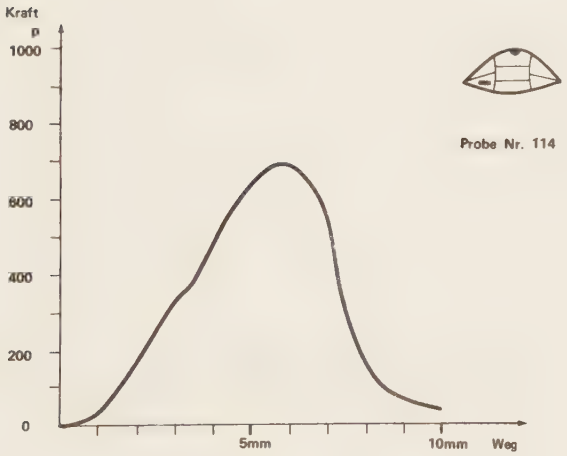
	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
[illegible]:	693,0 p/mm^2	732,4 p/mm^2
[illegible] bei 20 % Dehnung:	57,0 p/mm^2	64,5 p/mm^2
[illegible] bei 50 % Dehnung:	269,8 p/mm^2	282,4 p/mm^2
[illegible] beim Zerreißpunkt:	489,2 p/mm^2	412,3 p/mm^2
[illegible] beim Zerreißpunkt:	76 %	67 %

Materialkurve aus

Strukturbereich 5:

a) parallel zum Klappenrand
(d.h. in Richtung der Hauptfasern)

Pulmonalklappe:



Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	364,8 p/mm^2	440,0 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	19,9 p/mm^2	24,8 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	182,4 p/mm^2	123,5 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	228,8 p/mm^2	144,0 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	85 %	73 %

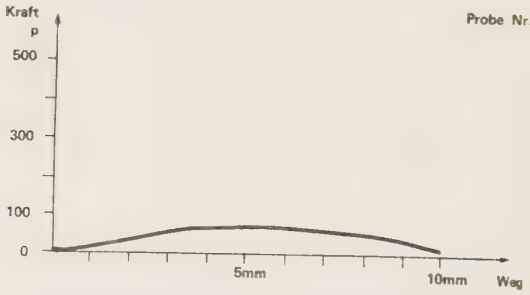
Die Kurven ähneln den von 4 a); jedoch ist die Zerreißfestigkeit geringer.

Materialkurve aus

Strukturbereich 5:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung der Hauptfasern)

Aortenklappe:



Originalkurve

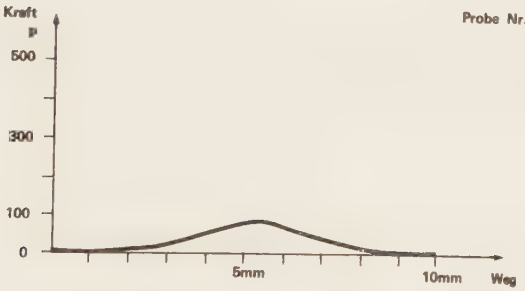
	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	85,5 p/mm^2	142,7 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	14,2 p/mm^2	18,3 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	39,9 p/mm^2	23,2 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	48,4 p/mm^2	54,3 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	68 %	82 %

Materialkurve aus

Strukturbereich 5:

b) senkrecht zum Klappenrand
(d.h. senkrecht zur Richtung der Hauptfasern)

Pulmonalklappe:



Probe Nr. 152

Originalkurve

	Werte der Originalkurve	Gemittelte Werte von 10 Kurven
E-Modul:	202,4 p/mm^2	160,5 p/mm^2
Spannung bei 20 % Dehnung:	13,8 p/mm^2	17,4 p/mm^2
Spannung bei 50 % Dehnung:	64,4 p/mm^2	51,3 p/mm^2
Spannung beim Zerreißpunkt:	80,0 p/mm^2	69,2 p/mm^2
Dehnung beim Zerreißpunkt:	61 %	72 %

Der Kurvenverlauf entspricht dem der Proben 1 b), 2 b) und 4 b).

Aus dem Gezeigten geht hervor, daß das Mittelfeld des Taschenklappensegels sich von den übrigen Bereichen unterscheidet. Ergab sich schon bei der Strukturuntersuchung ein homogenes Bild von sich kreuzenden Fasern, so ergeben Kraft-Dehnungsversuche von senkrecht zueinander entnommenen Proben ähnliche Kurvenbilder. Im Gegensatz dazu besitzen alle anderen Bereiche eine Hauptfaserrichtung parallel zum Schliessungsrand des Segels. Die mit a) gekennzeichneten Kurven, die in Richtung dieser Fasern entnommen sind, zeigen im wesentlichen den gleichen dreiphasigen Verlauf. Allerdings nimmt die Steilheit der Kurve - und damit das E-Modul - in der Reihenfolge 1, 2, 5, 4 zu. Die senkrecht dazu entnommenen Proben aller dieser Bereiche zeigen den gleichen flachen und einphasigen Verlauf.
Um dieses Kurvenverhalten zu objektivieren, wurden die Kurven mit Hilfe eines Wang-Schreibers auf Zerreißspannung und Zerreißdehnung normiert.

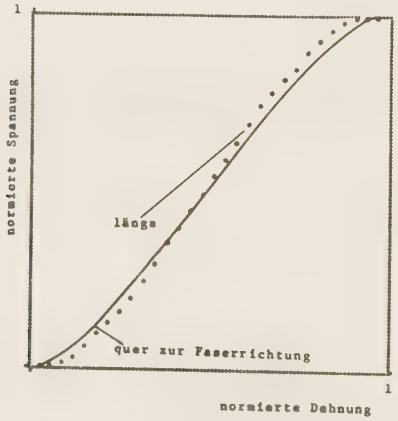


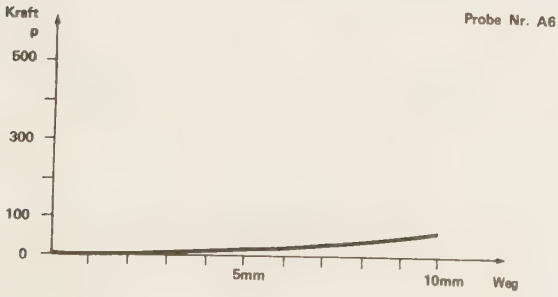
Abb.: Wang-Diagramm des Kurvenverlaufs

Die Kurven quer zur Hauptfaserrichtung verlaufen fast linear, während die mit der Faserrichtung gedehnten einen dreiphasigen (überlinear - linear - unterlinear) Verlauf zeigen.

Abb.: Kraft-Dehnungskurve aus dem Bereich der Sinuswand

1.) einer Aortenklappe:

2.) einer Pulmonalklappe:

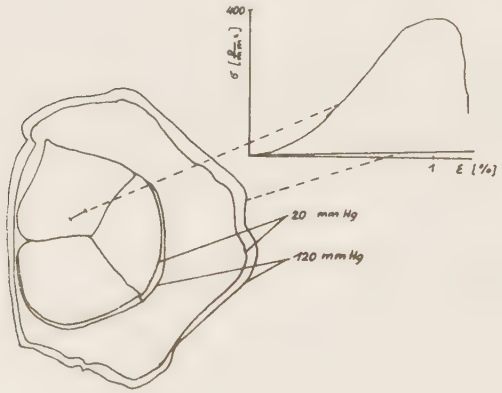


Beschreibung siehe nächste Seite.

Auffällig ist der zu Beginn überlineare Kurvenverlauf, der im Vergleich zum Klappenmaterial sehr flach ist, d.h. die Sinuswand ist vergleichsweise dehnweich.

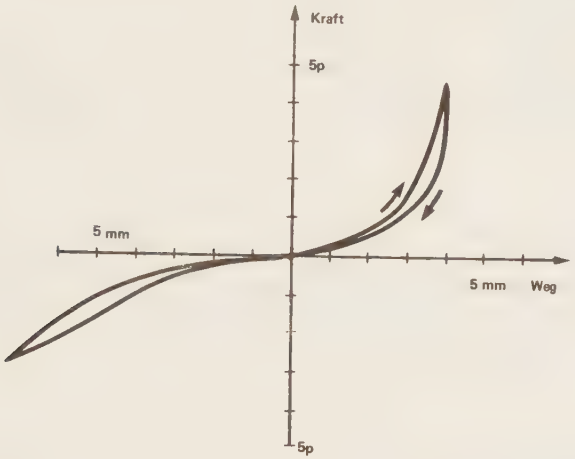
Dehnung bei diastolischer Gefügeverschiebung:

Dieser Unterschied des Materials erklärt auch die bei der fotografisch erfaßten Gefügeverschiebung auffällige stärkere Dehnung der Einfassungsschale.



Biegeweichheit der Klappensegel:

Ein Maß für die Biegeweichheit der Segel ist der Schubmodul, der sich aus der folgenden Kurve berechnen läßt:



Der Kurvenverlauf entspricht der Kraft, die angewendet wurde, um die zwischen 2 Platten verklebte rechteckige Probe auf Scherung zu beanspruchen. Es ergibt sich ein Schubmodul von:

Originalkurve:	Gemittelter Wert:
$G = 0{,}09090\ p/mm^2$	$G = 0{,}1230\ p/mm^2$

V. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE

Während die Untersuchungen am Gefriermodell dem Autor einen ersten Eindruck vermittelten, im wesentlichen aber bekannte Ergebnisse bestätigten, konnten mit Hilfe der übrigen Untersuchungen neue Gesichtspunkte für die Konstruktion künstlicher Taschenklappen erarbeitet werden:

Die Formanalyse macht mit den Höhenschichtlinien eine quantitative Aussage, die die notwendige Grundlage für eine exakte Berechnung mit Hilfe der finiten Elemente darstellt.

Mit Hilfe der Silikonschnittuntersuchung konnte die im Prinzip kreiszylindrische Form des einzelnen Taschenklappensegels erkannt werden. Wie an anderer Stelle ausgeführt wird, kann man somit eine Abschätzung der Belastung vornehmen. Die überschlägig für eine Achse berechnete physiologisch auftretende Spannung

- von diast. für die Aorta von 30 p/mm^2 und
- von diast. für die Pulmonalis von 6 p/mm^2

liegt ganz erheblich unter der im Berstversuch festgestellten Werte: 2,1 Kp/cm^2 für die Aortenklappe und 0,7 Kp/cm^2 für die Pulmonalklappe (102). Dies ist wichtig für die Interpretation der Materialkurve in dem Sinn, daß die physiologische Belastung jeweils im Anfangsteil der Kurve liegt (s.u.).

Struktur:

Bisher wurde bei der rheologischen Untersuchung von Taschenklappensegeln zwischen Proben in Richtung des Schließungsrandes und solchen senkrecht dazu unterschieden. Im Rahmen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, daß eine sehr viel komplexere Struktur der den wesentlichen Teil der Belastung aufnehmenden Kollagenfasern besteht, die beschrieben und schematisiert werden konnte. Dadurch wurde die Voraussetzung für die Klärung der Zusammenhänge von Histostruktur und mechanischem Phänomen geschaffen, was den Forderungen der modernen Historheologie entspricht (103).

Material:

In den Bereichen, in denen sich eine Hauptfaserrichtung aufgrund der Strukturanalyse unterscheiden läßt (1, 2, 4, 5), ergeben sich, betrachtet man den - aufgrund des unter "Form" Gesagten - für die physiologene Belastung relevanten Anfangsteil der Kurven, 2 typische Verläufe:

a) in der Hauptfaserrichtung ergibt sich ein in der ersten Phase überlinearer Verlauf, der in einen linearen übergeht. Die Interpretation dieses Verlaufes ist im Sinne der Fragestellung möglich - er erklärt sich durch den Aufbau der Kollagenfasern selbst (siehe unter Fragestellung). Die bis heute als Prothesenmaterial in Frage kommenden Kunststoffe zeigen im Anfangsteil der Kurve einen genau umgekehrten Verlauf (104).

b) Die senkrecht dazu belasteten Proben zeigen dagegen einen flachen, linearen Kurvenverlauf. Dies entspricht dem rheologischen Verhalten von elastischen Fasern, für die ein solcher Kurvenverlauf typisch ist (siehe unter Fragestellung).

[illegible] Die Steilheit der [illegible]-Kurve, der E-Modul ist in den [illegible] Bereichen keineswegs einheitlich. Erwartungsgemäß [illegible] sich der Bereich, in den aufgrund der Strukturanalyse besonders starke Fasern von der Sinuswand in das Segel einstrahlen - Bereich 4 b - durch einen besonders hohen E-Modul aus.

Das Profil aus dem Bereich 3 verhält sich im Gegensatz [illegible] im [illegible] Querschnitt gleichartig. Der Kurvenverlauf stellt gewissermaßen ein Gemisch von a) und b) dar.

Die Untersuchung des Sinuswandmaterials - sowie die Analyse der Gefügeverschiebung - zeigt den Unterschied zwischen den vergleichsweise dehnsteifen Klappensegeln und der dehnweichen Tuchmembranschale.

Die Untersuchung des Schubmoduls zeigt als zweite wesentliche materialmäßige Eigenschaft des Klappensegels die extreme Biegeweichheit, die sich wesentlich von den Werten zur Verfügung [illegible] unterscheidet.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Mit dem Ziel, eine Taschenklappenprothese zu entwickeln, die in der gleichen, idealen Weise funktioniert, wie die natürlichen Aorten- bzw. Pulmonalklappen, wurde eine detaillierte Analyse von

1. der Form,
2. der Struktur,
3. des Materials

von Taschenklappen des Rindes durchgeführt.

1. Zur Form

Durch eine Untersuchung von Gefriermodellen wurde ein erster Eindruck von Form und Struktur der Ventile gewonnen.
Eine quantitative Aussage über die Form konnte durch die schichtweise Zerlegung von Technovit-Ausguß-Modellen gemacht werden. Die Höhenschichtlinien sind die Voraussetzung für eine genaue Berechnung mit Hilfe der Methode der finiten Elemente. Schließlich wurde mit Hilfe von Silikonschnittuntersuchungen die im Prinzip kreiszylindrische Form des einzelnen Taschenklappensegels erkannt, so daß die bei physiologischer Beanspruchung auftretende Belastung berechnet werden kann.

2. Zur Struktur

Durch die Analyse von Gegenlicht-Fotografien von 10 Taschenklappensegeln mit einer Rastermethode konnte gezeigt werden, daß eine komplexe Struktur der die Belastung aufnehmenden Kollagenfasern besteht. Diese Struktur konnte soweit schematisiert werden, daß 5 definierte Bereiche des Taschenklappensegels für die Probenentnahme zur Materialprüfung unterschieden werden konnten.

3. Zum Material

Durch diese Einteilung in Strukturbereiche sowie die Entnahme der Proben in 2 definierten Richtungen war die Voraussetzung für die Klärung der Zusammenhänge von Histostruktur und mechanischen Phänomenen geschaffen.

Grundsätzlich zeigte sich, daß das Klappenmaterial sehr dehnsteif ist, was im Gegensatz zu dem im Verhältnis dehnweichem Material der untersuchten Aortenwand steht. Dieser Unterschied zeigte sich auch bei der Analyse der Gefügeverschiebung.

Als zweite wesentliche Materialeigenschaft konnte mit Hilfe der Untersuchung des Schubmoduls die extreme Biegeweichheit des Klappengewebes quantitativ erfaßt werden.

LITERATUR

(1) Moriyama, J., Krueger, D., Stamler, J.:
Cardiovascular Diseases in the United States.
Harvard University Press Cambridge (1971)

(2) Guleke, N.:
50 Jahre Chirurgie.
Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie, 280: 33 (1954)

(3) Frey, E.K.:
Rückblick und Ausschau in der Entwicklung der modernen Thoraxchirurgie.
Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie, 276 (1953)

(4) Schwartz, S.I.:
Principles of Surgery.
Rochester, 641 (1969)

(5) Blalock, A., Baltimore:
A Consideration of Some of the Problems in Cardiovascular Surgery.
J. Thorac. Surg., 21: 568 (June 1951)

(6) Jones, R.E., Donald, D.E., Swan, H.J.C., Harshbarger, H.G., Kirklin, J.W., and Wood, E.H.:
Apparatus of the Gibbon Type for Mechanical Bypass of the Heart and Lungs.
Preliminary Report, Proc. Staff Meetings Mayo Clinic, 30: 105 (1955)

(7) Richardson, R.G.:
The Surgeons Heart.
London (1969)

(8) Lillehei, C.W., Gott, V.L., De Wall, R.A., Varco, R.L.:
The Surgical Treatment of Stenotic or Regurgitant Lesions of the Mitral and Aortic Valves by Direct Vision Utilizing a Pump-Oxygenator.
J. Thorac. Surgery, 35: 154 (1958)

(9) Starr, A., Edwards, M.L.:
Mitral Replacement: Clinical Experience with a Ball-Valve Prosthesis.
Ann. Surgery, 154: 726 (1961)

(10) Kintzonidis, D.:
Künstliche Prothesen für den Herzklappenersatz.
Diss. TU Berlin (1971)

(11) Sauvage, R.L.:
Prosthetic Replacement of the Aortic Valve.
Thomas, Springfield, 157 (1972)

(12) Ablaza, S.G.G., Blanco, G., Javan, M.B., Maranhao, V., Goldberg, H.:
Cloth Cover Wear of the Struts of the Starr-Edwards Aortic Valve Prosthesis.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 61: 315 (1971)

(13) Braunwald, N.S., Tatooles, C., Turina, M., Detmer, D.:
New Developments in the Design of Fabric-Covered Prosthetic Heart Valves.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 62: 673 (1971)

(14) Magovern, G.J., Begg, F.J., Kent, E.M., Fisher, D.L.:
The Experimental and Clinical Results of a Modified Cage Disc Mitral Prosthesis.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 59: 109 (1970)

(15) Messmer, B.J., Okies, J.E., Hallman, G.L., Cooley, D.A.:
Mitral Valve Replacement with the Björk-Shiley Tilting-Disc Prosthesis.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 62: 938 (1971)

(16) Sawyer, P.N., Brattain, W.H., Boddy, P.J.:
A Case for Considering Electrochemical Criteria in the Choice of Materials Used in Vascular Prosthesis.
Biophysical Mechanismus in Vascular Homeostasis and Intravascular Thrombosis, Appleton-Century-Crofts, Inc., 337-345, New York (1965)

(17) Falb, R.D., Grode, G.A., Anderson, S.J., Leininger, R.I.:
Physical-Chemical Aspects of Blood-Surface Interaction.
Prosthetic Heart Valves, Springfield, Charles C. Thomas, Publisher (1969)

(18) Kalmar, P.:
Künstliche Herzklappen.
Fachberichte auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik, Erlangen (1973)

(19) Gott, V.L.:
Synthetic Materials for Valve Construction in Long-Term Prognosis Following Valve Replacement.
Adv. Cardiol., 7, 12 (1972)

(20) Stohlman, F., Sarnoft, S.J., Ness, A.T.:
Hemolytic Syndrome Following the Insertion of a Lucite Ball Valve Prosthesis into the Cardiovascular System.
Circulation 13: 586 (1956)

(21) Williams jr., J.C., Vernon, Ch.R., Ramsey, H.W.:
Hemolysis Following Mitral Valve Replacement with the Ball Valve Prosthesis.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 61: 393 (März 1971)

(22) Goldsweig, H.G., Matsen, J.M., Castaneda, A.R.:
Hemophilus Aphrophilus Endocarditis in a Patient with Mitral Valve Prosthesis.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 63, No. 3: 408 (March 1973)

(23) Pappas, G., Paton, B., Davies, H.:
Nonmycotic Supravalvular Aneurysmus after Aortic Valve Replacement.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 63, No. 6: 925 (June 1972)

(24) Khicha, G.J., Berroya, R.B., Escano, F.B., Lee, A.S.:
Mucormycosis in a Mitral Prosthesis.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 63, No. 6: 905 (June 1972)

(25) Lawin, P.:
Intensivbehandlung nach Herztrauma, Herzoperationen und bei Lungenödem.
Praxis der Intensivbehandlung, Thieme, 406-411 (1968)

(26) Senning, A.:
Fascia-Lata Replacement of the Aortic Valve.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 54: 465 (1967)

(27) Jonescu, J.J., Ross, D.N.:
Replacement with Autologous Fascia Lata.
Lancet, 2: 235 (1969)

(28) Trimble, A.S., Metni, F.N.:
Heart Valve Replacement with Autologous Fascia Lata Using the Jonescu Technique.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 61, No. 3: 385 (March 1971)

(29) Horiuchi, T., Abe, T., Okada, Y., Kuribayashi, R., Ishizawa, E.:
Reconstruction of the Main Pulmonary Artery with a Valve-Bearing Tube Graft Made of Autologous Pericardium.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 62: 793 (November 1971)

(30) Anagnostopoulos, C.E., Athanasuleus, C.L., Kittle, C.F.:
The Autologous Rectus Sheath Valve.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 63: 665 (April 1972)

(31) Ross, D.N.:
Homograft Replacement of the Aortic Valve.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., Lancet, 2: 487 (1962)

(32) Bolooki, H., Rubinson, R.M., Prochaska, J., Jude, J.R.:
A Simple Method of Aortic Homograft Valve Sterilisation and Preservation.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 63, No. 2 (Feb. 1973)

(33) Carpentier, A., Lemaigre, G., Robert, L., Carpentier, S., Dubost, C.:
Biological Factors Affecting Long-Term Results of Valvular Heterografts.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 58: 467 (Okt. 1969)

(34) Barrett-Boyes, B.G., Roche, A.H.G.:
A Review of Aortic Valve Homografts over a Six and One-Half Year Period.
Ann. Surg., 170: 483-490 (1969)

(35) Davies, H., Missen, G.A.K., Blandford, G., Roberts, C.I., Lessof, M.H., Ross, D.N.:
Homografts Replacement of the Aortic Valve. A Clinical and Pathological Study.
Amer. J. Cardiol., 22: 195-217 (1968)

(36) Karp, R.B., Kirklin, J.W.:
Replacement of Diseased Aortic Valves with Homografts.
Ann. Surg., 169: 931-936 (1969)

(37) Barnes, R.W., Rittenhouse, E.A., Mohri, H., Merendino, K.A.:
A Clinical Experience with the Betapropioloctone - Sterilized Homologous Aortic Valve Followed up to Four Years.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 89: 783-793 (1970)

(38) Mc. Enay, M.T., Ross, D.N., Yates, A.K.:
Valve Failure in Seventy-Two Frame-Supperted Autologous Fascia Lata Mitral Valves.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 63: 199 (Feb. 1972)

(39) Bahnson, H.T., Spencer, C.F., Jeckel, C.N.:
Experiences with Replacement of Individual Teflon Leaflets.
Prosthetic Valves for Cardiac Surgery, C.C. Thomas (1961)

(40) Bahnson, H.T., Lewis, K.B., Crilley, J.M., Ross, R.S.:
Replacement of the Aortic Valve with Individual Teflon Leaflets.
J. Thorac. and Cardiovasc. Surg., 49 (1965)

(41) Kirby, K.C., Johnson, J.:
Aortic Valve Replacement for Acquired Aortic Stenosis and Insufficiency.
Conference on Prosthetic Valves for Heart Surgery.
Edited by K.A. Merendino, C.C. Thomas, 306 (1960)

(42) Cross, F.S., Jones, R.D., Gerein, N.A.:
The Design, Function and Technical Aspects of Placement of Single Aortic Valve Leaflets.
Conference on Prosthetic Valves for Heart Surgery.
Edited by K. Alvin Merendino, C.C. Thomas, 426 (1960)

(43) Hufnagel, C.A., Conrad, W.P.:
Prostheses for Aortic Valve Replacement.
Conference on Prosthetic Valves for Heart Surgery.
Edited by K.A. Merendino, C.C. Thomas, 451 (1960)

(44) Hufnagel, C.A., Conrad P.W.:
Calcific Aortic Stenosis.
N. England J. Med., 266: 72 (1962)

(45) Hufnagel, C.A., Conrad, P.W.:
Comparative Study of Some Prosthetic Valves for Aortic and Mitral Replacement.
Surgery, 57, 205 (1963)

(46) Lillehei, C.W., Barnard, N.C., Long, D.M., Sellers, R.D., Schimmert, G., Vargo, R.L.:
Aortic Valve Reconstruction and Replacement by Total Valve Prosthesis.
Conference, P.V.C., 527 (1960)

(47) Roe, B.B., Owsley, J.W., Boudoures, P.C.:
Experimental Results with a Prosthetic Aortic Valve.
J. Thorac. Surg., 36: 563-570 (1958)

(48) Roe, B.B., Moore, D.:
A Satisfactory Flexible Tricuspid Elastomer Prosthetic Valve: Problems of Design and Implantation.
Conference on P.V.f.H.S., 463 (1960)

(49) Müller, W.H., jr., Littlefield, J.B., Daumann, J.F., jr.:
Subcoronary Prosthetic Replacement of the Aortic Valve.
Conference on Prosthetic Valves for Heart Surgery.
Edited by K.A. Merendino, C.C. Thomas, 493 (1960)

(50) Kay, E.B., Suzuki, A., Postigo, J., Nogueira, C.:
Prosthetic Replacement of the Mitral Valve.
Conference on Prosthetic Valves for Heart Surgery.
Edited by K.A. Merendino, C.C. Thomas, 402 (1960)

(51) Kay, E.B., Suzuki, A., Zimmerman, H.:
Correction of Aortic Regurgitation Using Plastic Valves.
J.A.M.A., 176: 1077 (1961)

(52) Stephen b. Robel:
Structural Mechanics of Aortic Valve.
Prosthetic Replacement of the Aortic Valve, 33,
Springfield (1972)

(53) Cross, F.S., Jones, R.D., Gerein, N.A.:
The Design, Function and Technical Aspects of Replacement of Single Aortic Valve Leaflets.
Conference on Prosthetic Valves for Heart Surgery.
Edited by K. Alvin Merendino, C.C. Thomas (1960)

(54) Waldeyer, A.:
Anatomie des Menschen.
2. Teil, 548, Berlin (1967)

(55) Mercer, J.L., Benedicty, M., Bahnson, H.T.:
The Geometry and Construction of the Aortic Leaflet.
Journal J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 65: 511 (April 1973)

(56) Sauvage, L.R., Robel, S.B.:
Prosthetic Replacement of the Aortic Valve.
Springfield, 27/28 (1972)

(57) Puff, A.:
Funktionelle Anatomie des Herzklappenapparates.
Verhandlung der Dtsch. Ges. f. Kreislauffragen.
31. Tagung, 1, Dietrich Steinkopf Verlag, Darmstadt (1965)

(58) Reid, K.:
The Anatomy of the Sinus of Valsalva.
Thorax, 25: 79-85 (Januar 1970)

(59) Riede, U.N., Mihatsch, M., Guggenheim, R., Henning, L.C.:
Scanning Electron Microscopic Study of the Intimal Surface
in a Case of Messortitis Luica.
Schweiz. Med. Wochenschrift, 103

(60) Clark, R.E., Finke, E.H.:
Scanning and Light Microscopy of Human Aortic Leaflets
in Stressed and Relaxed States.
J. of Thorac. and Cardiovasc. Surgery, 67: 792-804 (1974)

(61) Boeninghoff:
Handbuch der mikroskopischen Anatomie.
Berlin, 148 (1930)

(62) Sawyer, P.N., Brattain, W.H., Boddy, P.J.:
Electrochemical Precipitation of Human Blood Dells and
its Possible Relation to Intravascular Thrombosis.
Proc. Nat. Acad. Sci, USA, 51: 428 (1964)

(63) Otto, Frei:
Zugbeanspruchte Konstruktionen.
Berlin, 1: 10/154 (1962)

(64) Reiner, M.:
Rheologie in elementarer Darstellung.
München (1968)

(65) Strepichejew, A.A., Derewitzkaja, W.A.:
Grundlagen der Chemie hochmolekularer Verbindungen.
Akadem. Verlagsges. Geest u. Portig, Leipzig (1965)

(66) Stuart, H.A.:
Molekülstruktur.
Springer, 3 (1967)

(67) Vollmert, B.:
Grundriß der makromolekularen Chemie.
Springer, Berlin (1962)

(68) Housner, G.W., Vreeland, T., jr.:
The Analysis of Stress and Deformation.
New York, Macmillan Comp. (1966)

(69) Burstein, A.H., Frankel, V.H.:
The Viscoelastic Properties of Some Biological Materials.
Ann. N.Y. Acad. Sci., 146: 158 (1968)

(70) Frankel, V.H., Burstein, A.H.:
Orthopaedic Biomechanics.
Philadelphia, 97/103/117 (1970)

(71) King, A.L., Lawton, R.W.:
Elasticity of Body Tissues.
Med. Phys., 2: 303 (1950)

(72) Minns, R.J., Sodin, P.D.:
Role of the Fibrous Components and Ground Substances
in the Mechanical Properties of Biological Tissues:
A Preliminary Investigation.
J. Biomechanics, 6: 153-165 (1973)

(73) Chvapil, M.:
Physiology of Connective Tissue.
Butterworth, London (1967)

(74) Diesseking, R.:
Mesenchymale Gewebe und ihre Reaktionsformen im [illegible]
(Thieme, Stuttgart, 1968)

(75) Jaronsons, S.
Natural Organic Macromolecules.
Pergamon Press, Oxford (1961)

(76) Gale, J.C.:
Electron Microscope Studies of Collagen from Normal and Diseased Tissues.
Amer. J. Path., 27: 455 (1951)

(77) Vilidik, A., Eckholm, R.:
Light and Electron Microscopy of Collagen Fibres under Stress.
Z.f. Anat. u. Entwick., 127: 154 (1968)

(78) Rapoport, S.M.:
Medizinische Biochemie.
Berlin, 690 (1969)

(79) Carton, R.W., Dainauskas, J., Clark, J.:
Elastic Properties of Single Elastic Fibres.
J. Appl. Phys., 17: 547 (1962)

(80) Lake, L.W., Armentades, D.:
Structure Property Relations of Aortic Tissue.
Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 18: 208 (1972)

(81) Matthews, L.S., Ellis, D.:
Viscoelastic Properties of Cat Tendon.
J. Biomechanics, 1: 65 (1968)

(82) Bergel, D.H.:
The Dynamic Elastic Properties of the Arterial Wall.
J. Physiol., London, 156: 458-469 (1961)

(83) Daly, H.C.:
The Role of Elastin in the Mechanical Behaviour of Human Skin.
Proc., 8th, JCMBE, 18

(84) Otto, Frei:
Zugbeanspruchte Konstruktionen.
Berlin, 1: 31/44 (1962)

(85) Swanson, W.M., Clark, R.E.:
U.S. Public Heath Service Grant.
Dimensions and Geometric Relationships of the Human Aortic Value as a Function of Pressure.
U.S. Public Heath Service Grant HL - 13803 - accepted for publication 1974

(86) Sands, M.P., Rittenhouse, E.A., Mohri, H., Merendino, K.A.:
An Anatomical Comparison of Human Pig, Calf, and Sheep Aortic Valves.
Ann. Thorac. Surg., 8: 407 (November 1969)

(87) Shames, J.H.:
Engineering Mechanics: Statics.
New Jersey, Prentice-Hell, Englewood Cliffs Inc. (1959)

(88) Otto, Frei:
Zugbeanspruchte Konstruktionen.
Berlin, 195, 222, 11 (1962)

(89) Learoyd, B.M., Taylor, M.G.:
Alteration with Age in the Viscoelastic Properties of Human Arterial Walls.
Circ. Res., 18: 278 (1966)

(90) Mack, G., Ebel, A., Kempf, E.E., Pantesco, V., Fontaine, J.L Fontaine, R.:
Aortic Aging and its Connection with Arteriosclerosis.
J. Cardiovasc. Surg., 11: 292 (1968)

(91) Burton, A.C.:
Relation of Structure to Function of the Tissues of the Wall of Blood Vessels.
Phys. Rev., 34: 619 (1954)

(92) Sumner, D.S., Hokanson, D.E., Strandess, D.E.:
Stress-Strain Characteristics and Collagen/Elastin Content of Abdominal Aortic Aneurism.
Surg. Gynec. Obstet., 130: 459 (1970)

(93) Wolinsky, H., Glagov, S.:
Structural Basis for the Static Mechanical Properties of the Aortic Media.
Circ. Res., 14: 400 (1964)

(94) Sauvage, L.R., Robel, S.B.:
Prosthetic Replacement of the Aortic Valve.
Springfield, 10/27 (1972)

(95) Swanson, W.M., Clark, R.E.:
Aortic Valve Leaflet Motion During Systole.
Circ. Res., 32: 42-48 (1973)

(96) Sauvage, L.R., Robel, S.B.:
Prosthetic Replacement of the Aortic Valve.
C.C. Thomas, Springfield, 4 (1972)

(97) Dukes, H.H.:
The Physiology of Domestic Animals.
7th Ed. Ithaca: Cornell University Press, 176 (1955)

(98) Deutscher Normausschuß DNA:
Materialprüfnormen für Kunststoffe, Kautschuk und Gummi.
Berlin (1971)

(99) Clark, R.E.:
Section IV - Summary Progress Report.
Grant Number R 01 HE 13803 - 01

(100) Arnold, G., Hartung, C.:
Histomechanische Eigenschaften der chordae tendineae des menschlichen Herzens.
Biomed. Technik, 17, Nr. 5: 169 (1972)

(101) Reul, H., Häußinger, G.:
Eine neue, völlig flexible künstliche Aortenklappe.
Jahrestagung d. Deutschen Ges. f. Biomed. Technik, Erlangen, 97 (1973)

(102) Affeld, K., Schmidt, St., Bücherl, E.S.:
Form und Festigkeitsuntersuchungen von Aorten- und Pulmonalklappen des Rindes.
Jahrestagung der Deutschen Ges. f. Biomed. Technik, Erlangen, 97 (1973)

(103) Hartung, Ch.:
Zur Biomechanik weicher Gewebe.
Fortschritt-Berichte der VDI-Zeitschriften, VDI - Z, 2, Nr. 18 (September 1975)

(104) Schreyer, G.:
Konstruieren mit Kunststoffen.
München, 600 (1972)

L E B E N S L A U F

Ich, Stephan Christoph Schmidt, wurde am 23. Juni 1948 als zweiter Sohn des Dr. jur. Rudolf Schmidt und seiner Frau Irma, geb. Günther, in Hameln/Weser geboren.

Nach vierjährigem Besuch der Volksschule durchlief ich von Ostern 1959 an das Staatliche Nicolaus-Cusanus-Gymnasium in Bad Godesberg (humanistischer Zweig), das ich am 8. Juli 1967 mit dem Zeugnis der Reife verließ.

Vom Wintersemester 1967/68 an studierte ich Medizin an der Universität Bonn, an der ich am 19. Juli 1968 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und am 23. März 1970 die ärztliche Vorprüfung bestand. Nach einem weiteren Semester in Bonn und zwei Semestern an der Universität Würzburg setzte ich meine medizinische Ausbildung vom Wintersemester 1971/72 an an der Freien Universität Berlin fort und bestand hier am 15. August 1974 die ärztliche Prüfung. Am 23. Juli 1975 legte ich das amerikanische ECFMG-Examen ab.

Während meiner klinischen Ausbildung galt mein besonderes Interesse den operativen Fächern. Auf Anregung von Herrn Prof. Dr. E.S. Bücherl begann ich dabei mit einer Untersuchung auf dem Gebiet der experimentellen Chirurgie, die den Gegenstand der vorgelegten Dissertation bildet.

Stephan Ch. Schmidt